

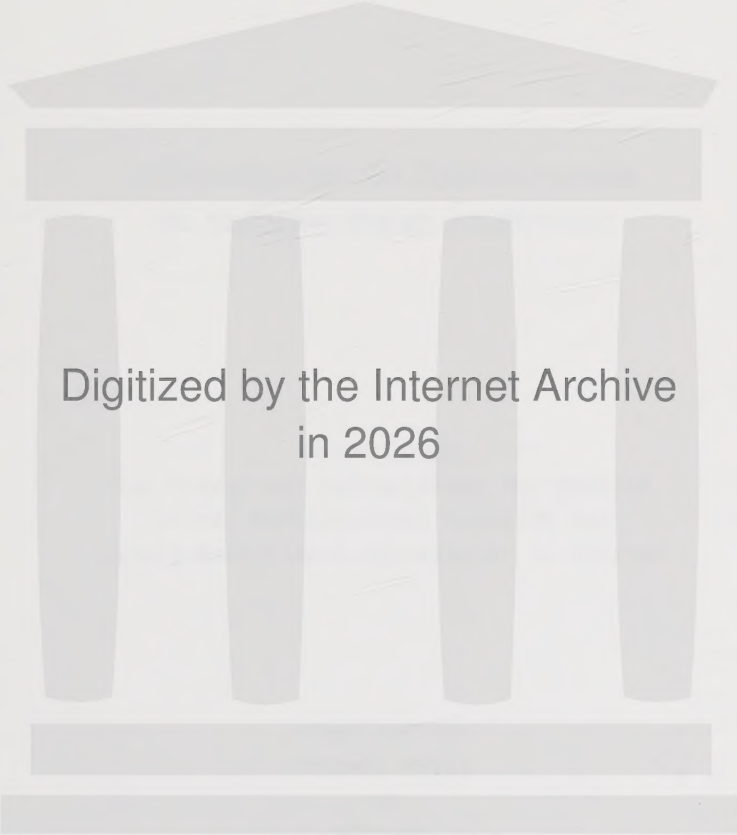
Schwerpunktslage und Trägheitsmomente der Kopf-Hals-Region des Menschen

Andreas Beier

Disbui. München

1988





Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus dem Institut für Rechtsmedizin der Universität München

Vorstand Professor Dr.med. W. Spann

Schwerpunktslage und Trägheitsmomente

der Kopf-Hals-Region des Menschen

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Andreas Beier

aus

München

1987

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. E. Liebhardt
Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. W. Eisenmenger
Prof. Dr. med. W. Spann

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 03.03.1988

Herrn Prof.Dr.med. W. Spann danke ich für die Überlassung des Themas, die Möglichkeit an seinem Institut zu arbeiten und das ständige Interesse am Fortgang der Arbeit.

Herrn Dr.med. Th. Steinbach und Herrn Präparator H. Klein danke ich für Anleitung und Hilfe bei der Durchführung der Präparation.

Meinem Vater, Priv.-Doz. Dr. G. Beier, danke ich für die meßtechnische Beratung und für die wertvollen Hinweise bei der Auswertung und Interpretation der Ergebnisse.

	<u>Inhaltsverzeichnis</u>	Seite
1.	<u>Einleitung</u>	1
2.	<u>Historischer Überblick.</u>	4
3.	<u>Methoden und Definitionen.</u>	9
3.1.	Definition des Koordinatensystems.	9
3.2	Definition und Auswahl der Kopf-Hals-Winkel.	10
3.3.	Exartikulation und Vorbereitung der Präparate.	11
3.3.1	Schnittführung	11
3.3.2.	Präparierung	12
3.4.	Röntgendokumentation.	13
3.5.	Physikalische Messungen	16
3.5.1.	Der Meßrahmen.	16
3.5.2.	Durchführung der Messungen	18
3.5.2.1	Bestimmung der Schwerpunktskoordinaten	19
3.5.2.2	Bestimmung der Trägheitsmomente	20
4.	<u>Untersuchungsmaterial</u>	24
5.	<u>Ergebnisse und Diskussion</u>	25
5.1.	Das Gewicht von Kopf-Hals-Präparaten	25
5.2.	Der Schwerpunkt von Kopf-Hals-Präparaten	29
5.2.1.	Ergebnisse	29
5.2.2.	Diskussion	33
5.3.	Trägheitsmomente von Kopf-Hals-Präparaten	38
5.3.1	Ergebnisse	38
5.3.1.1	Hauptträgheitsachsen	40
5.3.1.2	Hauptträgheitsmomente	45
5.3.2	Diskussion	50
6.	<u>Zusammenfassung</u>	53
7.	<u>Literaturverzeichnis</u>	57

"Eine genaue Kenntniss der Lage des Schwerpunktes des gesammten Körpers und vor allen Dingen der einzelnen Gliederabschnitte desselben ist in Verbindung mit der Kenntniss der in den Schwerpunkten vereinigten Gewichte die unerlässliche Bedingung für eine Statik und Mechanik des menschlichen Körpers, weil man durch sie erst in den Stand gesetzt wird zu beurtheilen, welche Kräfte bei jeder Bewegung des Körpers die einzelnen Muskeln zu überwinden haben." (BRAUNE und FISCHER, 1889).

"Die Kenntniss der Masse und Schwerpunktslage eines Körpertheils genügt (jedoch) nicht, um auch dessen Verhalten gegenüber Kräften voraussagen zu können, welche ihn um eine Achse herumzudrehen streben. Erst durch die, der Bestimmung von Masse und Schwerpunktslage sich anschliessende Bestimmung der Trägheitsmomente für jede beliebige Axe des Raumes wird der Körper ein bekanntes Object der Bewegung... Es ergibt sich daraus, dass die Ermittlung der Trägheitsmomente des menschlichen Körpers und seiner Theile ebenso nothwendig ist, wie z. B. die Bestimmung der Wirkungsweise der einzelnen Muskeln." (BRAUNE und FISCHER, 1892).

Schwerpunktslage und Trägheitsmomente der Kopf-Hals-Region des Menschen

1. Einleitung

Verletzungen des Kopfes und der Halswirbelsäule nehmen unter allen Unfallverletzungen eine besondere Stellung ein. Noch immer gehören sie, trotz der in den letzten Jahren entwickelten Sicherheitsmaßnahmen, wie z.B. Sicherheitsgurt und Motorradschutzhelme, zu den häufigsten der schweren und tödlichen Verletzungen. So ergibt sich z.B. aus neuesten Erhebungen in der BRD, daß von den verletzten Beifahrern nach Verkehrsunfällen Nicht-angegurtete in 13% Schädelfrakturen, in 18% Hirntraumen erleiden; bei den verletzten Gurträgern sind dies noch immer 7 bzw. 10% (33). Bei tödlich verunglückten Kraftradfahrern fanden sich im Sektionsgut des Instituts für Rechtsmedizin der Universität München in den Jahren 1963 bis 1977 in 87% Schädel-Hirn-Traumen; bei 68%

waren diese Todesursache (37). Zwar liegt die Minderung von Schädel-Hirn-Traumen durch Schutzhelme bei verunglückten Motorradfahrern nach BEIER et al. (05) bei über 90%, Schädelfrakturen finden sich jedoch noch bei 4 bis 7%, Schädel-Hirn-Traumen ersten Grades bei 28% und zweiten bis dritten Grades bei 10% der verletzten Helmträger (05).

Ein Grund dafür liegt zum einen in den begrenzten Möglichkeiten, den Kopf bei Stoßbelastungen effektiv zu schützen. Zum anderen sind die Verletzungsmechanismen und maßgeblichen Toleranzgrenzen noch weitgehend unbekannt (z.B. l.c. (22)), Prüfnormen für Schutzhelme noch bzw. wieder in der Diskussion (06,40)). Daher hat gerade in den letzten Jahren die biomechanische Forschung besonderes Augenmerk auf Verletzungen des Kopfes und des Halses gerichtet (z.B. 35). Ihre Untersuchung wirft große Probleme auf. Das hat insbesondere seinen Grund darin, daß eine Reihe von Verletzungen in diesem Bereich morphologisch nicht faßbar sind und somit Versuche mit Leichen nur wenig Erfolg versprechen. Besondere Erwartungen werden daher in die in letzter Zeit durchgeführten Versuche mit Freiwilligen und mit Primaten gesetzt (z.B. l. c. 20). Die Versuche mit Freiwilligen müssen freilich innerhalb des tolerablen Bereichs bleiben. Die Versuche an Primaten erfordern die Kenntnis mathematisch-physikalischer und biologisch-traumatischer Übertragungsfunktionen auf den Menschen.

Um einerseits die in den Experimenten mit Freiwilligen gewonnenen Ergebnisse auf die Vielfalt der menschlichen Spezies und über den tolerablen Bereich hinaus extrapolieren zu können und andererseits die in den Experimenten mit Primaten gewonnenen Erkenntnisse auf den Menschen zu übertragen, sind mathematische Modelle in Entwicklung (z.B. 38,44,26) und Analysen der Bewegungsabläufe (09,38) erforderlich. Diese erfordern Kenntnis der für den Bewegungsablauf maßgeblichen physikalischen Daten des Kopfes und des Halses. Dazu gehören insbesondere die Masse und deren Verteilung, gekennzeichnet durch die Lage des Schwerpunktes, die Lage der Hauptträgheitsachsen und die Größe der Trägheitsmomente.

Von den wenigen Untersuchungen die bisher dazu vorliegen sind insbesondere die Untersuchungen von WALKER et al. (42) zu nennen, der an konserviertem Material für 20 Kopf-Hals-Präparate den Schwerpunkt in der Sagittalebene und die Trägheitsmomente um die Ohr-Ohr-Achse bestimmt hat. McCONVILLE et al.(32) haben an lebenden Probanden durch ein photogrammetrisches Verfahren Angaben zu diesen physikalischen Größen im Dreidimensionalen erarbeitet. An frischem Leichenmaterial wurden Schwerpunktslage und Trägheitsmomente bisher nur für den menschlichen Kopf bestimmt (BEIER et al., 04). Messungen an frischen Kopf-Hals-Präparaten und damit eine Verifizierung einerseits der von WALKER et al. (42) an konserviertem Material durchgeführten Messungen und andererseits der von McCONVILLE et al. (32) entwickelten photogrammetrischen Methoden liegen bisher nicht vor.

Es war das Ziel dieser Arbeit, Masse, Schwerpunktskoordinaten und Trägheitsmomente frischer, nicht konservierter Kopf-Hals-Präparate zu bestimmen.



2. Historischer Überblick

BRAUNE und FISCHER (10) berichten, daß bereits im Jahre 1697 der Mathematiker JOH. ALPHONSUS BORELLUS (08) den Schwerpunkt eines menschlichen Körpers dadurch bestimmte,

"daß er einen nackten Menschen in ausgestreckter Lage auf ein ebenes Brett legte, dessen Mitte durch einen dreiseitigen, prismatischen Keil unterstützt wurde. Die Gleichgewichtslage trat dann ein, wenn die senkrechte Verlängerung der Schneide des Keiles nach aufwärts zwischen Hinterbacken und Scham (inter nates et pubium) zu liegen kam."

150 Jahre später, 1836, wiederholten die Gebrüder WEBER (43) die BORELLI'schen Messungen mit verbesserter Methodik. Mitte des vorliegen Jahrhunderts hat sich dann H. VON MEYER (29,30) intensiv mit der Lage des Schwerpunktes und der Statik und Mechanik des menschlichen Körpers beschäftigt und versucht, die Schwerpunktslage auch in ventro-dorsaler Richtung zu bestimmen (10):

"BORELLUS und die Gebrüder WEBER hatten in der Rückenlage des Körpers gemessen und sich bei der Annahme einer vollständigen bilateralen Symmetrie des Körpers, bei welcher der Schwerpunkt in der Medianebene liegen musste, damit begnügt, den verticalen Abstand des Schwerpunktes von Scheitel und Fuss zu bestimmen. MEYER suchte auch noch in der Richtung von hinten nach vorn die Schwerpunktslage zu finden und benutzte dafür die aufrechte Stellung in einer Haltung, die er als die militärische bezeichnet und beschrieben hat. Die Methode seiner Versuche bestand darin, dass ohne sonstige Veränderung in der Haltung eine Vorwärtsneigung im Fussgelenk soweit ausgeführt wurde, bis ein Umkippen um eine durch die Mittelpunkte der Metatarsusköpfchen beider grosser Zehen gezogene Achse anfang sich geltend zu machen." (10).

"Ebenso wurde durch Streckung im Fussgelenk eine Rückwärtsneigung des Rumpfes und der Beine als einer steifen Einheit ausgeführt, bis ein Umkippen um den hinteren Rand der Ferse sich bemerkbar machte." ... "Genaue Messungen an bestimmt erkennbaren Punkten der Beine" ... und ... "im Vereine mit der durch die Fusslänge angegebenen horizontalen Verschiebung liess sich sodann die Lage der Schwerlinie für die Ausgangsstellung bestimmen." (V.MEYER nach 10).

Durch Reduktion von Kopf, Rumpf und Gliedmaßen auf einfache geometrische Körper, wie Ellisoiden und Kegel, versuchte V. MEYER auch die Schwerpunktslage einzelner Körperteile zu berechnen und für den ganzen Körper zusammenzufügen. Etwa zur gleichen Zeit untersuchte HARLESS (23) an insgesamt drei Leichen mittels der "Balancirmethode" (10) die Lage der Schwerpunkte exartikulierter Gliedmaßen in Bezug auf die jeweilige Längsachse. Da HARLESS nur die "Höhen der Schwerpunktslagen" bestimmt hatte, machten sich dreißig Jahre später BRAUNE und FISCHER (1889) daran, "die Schwerpunktslage an allen Theilen nach den beiden anderen Richtungen zu bestimmen" (10). Dazu standen drei Leichen zur Verfügung. Im Gegensatz zu HARLESS wurden die Leichen eingefroren. Die zu untersuchenden Körperteile wurden abgetrennt und im fest gefrorenen Zustand so an drei Punkten aufgehängt, daß aus dem Schnittpunkt der Lotlinien die Schwerpunkte dreidimensional - und mit beachtlicher Präzision - ermittelt werden konnten.

BRAUNE und FISCHER (11) waren nun auch die ersten, die sich auch der Bestimmung der Trägheitsmomente widmeten. An 11 Körperteilen von zwei männlichen Leichen untersuchten sie die Trägheitsmomente um die lange und eine senkrecht dazu stehende Achse:

BRAUNE und FISCHER ließen den Körper durch Gefrieren erstarren und dann "die einzelnen Körperabschnitte um horizontale Achsen durch die Gelenkmittelpunkte wie ein Pendel hin und her schwingen" (11). Dazu war (bei ihrer zweiten, methodisch verbesserten Meßreihe) nahe den Enden des Körperabschnittes je ein Stahlstab quadratischen Querschnitts so hindurchgetrieben, daß die Stäbe senkrecht auf der Längsachse und parallel zueinander standen und der Schwerpunkt so gut als möglich in deren Ebene lag. Die jeweils dem Schwerpunkt zugekehrte Kante diente als Schwingungsachse, indem sie auf zwei Glasstäbe aufgelegt wurde.

Aus Schwingungsdauer, Masse und Geometrie wurden nach den Gesetzen für das physikalische Pendel die Trägheitsmomente berechnet. Bei einem 3,880 kg schweren Kopf erhielten sie für die Y-Achse ein Trägheitsmoment von 179,94 kg.cm² mit dem Trägheitsradius 6,81 cm, und damit auch heute noch gültige Werte.

In den nachfolgenden Jahren haben, der Übersicht von CLAUSER et al. (13) zufolge, insbesondere HEBESTREIT (24), DuBOIS (19), BASLER (01) und BERNSTEIN et al. (07) Messun-

gen über die Schwerpunktslage der menschlicher Gliedmaßen durchgeführt. Werte für den Kopf und den Hals fehlen jedoch ebenso wie Messungen der Trägheitsmomente.

In den fünfziger Jahren rückten die frühen Messungen erneut in das besondere Interesse biomechanischer Forschung: Militärische Rüstung und beginnende Raumfahrt fragten ebenso nach den Toleranzgrenzen und der biomechanischen Reaktion des menschlichen Körpers auf extreme Schwerkraftbelastungen, wie Unfallforscher in dem Bemühen, die Folgen der sprunghaft zunehmenden Verkehrsunfälle zu reduzieren. Die Kenntnis der 'technischen Daten' des Menschen war Voraussetzung für die Konstruktion anthropomorpher Meßgeräte (Dummies) und die durch den Einsatz elektronischer Rechenanlagen möglich gewordene Analyse und Simulation des dynamischen Verhaltens des menschlichen Körpers.

1955 bestimmte CLEVELAND (14) die Schwerpunktslage des Körpers und der Gliedmaßen an 11 College-Studenten durch Wiegen in Luft und Wasser, DEMPSTER (16) an acht Leichen und deren Gliedmaßen nach der Methode von BRAUNE und FISCHER. Weitere Messungen zum Gewicht und Schwerpunkt menschlicher Gliedmaßen werden von der Arbeitsgruppe CONTINI-DRILLIS-BLUESTEIN (15,17), CLAUSER et al. (13), CHANDLER et al. (12) und ferner - Über die japanische Bevölkerung - von GOTO und SHIKKO (21) sowie MORI und YAMAMOTO (31) berichtet. McCONVILLE et al. (32) verwendeten an lebenden Probanden ein fotogrammetrisches Verfahren zur Bestimmung der Volumina und Form der Körperteile des Menschen und berechneten daraus u. a. die Volumenmittelpunkte, die dann mit den Massenmittelpunkten (Schwerpunkten) zusammenfallen wenn bei dem betrachteten Volumen bzw. Körperteil die Dichte hinreichend homogen ist.

DEMPSTER (16) war, mehr als 60 Jahre nach BRAUNE und FISCHER, der erste, der (unter Anwendung von deren Methode) in seine Messungen die Trägheitsmomente der Gliedmaßen einbezog. Ihm folgten mit Messungen von (Schwerpunktslage und) Trägheitsmomenten des ganzen Körpers lebender Personen bzw. von Leichen mit moderneren Methoden SANTCHI et al. (36),

IGNAZI et al. (25), BEIER et al. (03) und CHANDLER et al. (12). McCONVILLE et al. (32) berechneten aus den photogrammetrisch bestimmten Volumina und Formen unter der Annahme homogener Dichte die Trägheitsmomente.

Messungen zur Schwerpunktslage des Kopfes wurden seit BRAUNE und FISCHER erstmals wieder 1969 von CLAUSER et al. (13) an 13 konservierten männlichen Köpfen vorgenommen. Die Köpfe wurden dabei durch einen Schnitt abgesetzt, der "an der Kinn-Hals-Grenze unmittelbar unterhalb des Zungenbeines begann und sich durch den dritten Halswirbelkörper und den Processus spinosus des zweiten Halswirbels fortsetzte" (13). Anders als später bei WALKER et al. (42) und BEIER et al. (04) schlossen also die Präparate von CLAUSER et al. Teile des Halses bzw. der Halswirbelsäule ein. Angegeben wird der Abstand des Schwerpunktes vom Scheitel und vom Hinterhaupt.

WALKER et al. (42) haben, wie in Kap. 5.2.2 bzw. Kap. 5.3.2 näher beschrieben an 17 konservierten Köpfen die Lage des Schwerpunktes in der Medianebene aus dem Schnittpunkt der Schwerlinien bei freier Aufhängung bestimmt, die Trägheitsmomente um eine Achse durch den Schwerpunkt durch Pendeln. Die Schnittführung zum Absetzen der Präparate erfolgte zwischen Atlas und Schädelbasis. Sie beziehen Ihre Meßwerte auf ein anatomisch begründetes, auf die Frankfurter Ebene bezogenes Koordinatensystem (zur Definition siehe Kap. 3.1). BEIER et al. (04) haben unter Verwendung der von WALKER et al. angegebenen Schnittführung 21 frische, nicht konservierte Köpfe untersucht. Sie haben dabei von BECKER (02) entwickelte Meßtechniken verwendet, die auch die Lage der Hauptträgheitsachsen liefern. Sie werden in Kap. 3.5 detailliert beschrieben. (Auch CHANDLER et al. (12) sollen an 14 Segmenten von sechs Leichen die Trägheitsmomente bezüglich der Hauptachsen bestimmt haben (32). Angaben über Schnittführung, Präparation, Meßtechnik und Ergebnisse waren jedoch nicht verfügbar.)

Hinsichtlich entsprechender Daten des Halses ist auf die Arbeiten von LIU et al. (28), WALKER et al. (42) und McCONVILLE et al. (32) hinzuweisen:

LIU et al. (28) haben die Trägheitseigenschaften eines Torso entlang der gesamten Wirbelsäule von C1 bis L5 differentiell untersucht: Ein gefrorener Torso wurde im Abstand der Wirbelkörper horizontal segmentiert und Masse, Volumen, Schwerpunkt, Hautträgheitsmomente und -achsen für jedes Segment bestimmt.

Von McCONVILLE et al. (32) liegen die photogrammetrische Messungen an Lebenden vor, also Volumina, Volumenmittelpunkte und daraus berechnete Angaben zu den Trägheitsachsen und Momenten.

WALKER et al. (42) haben zu den oben erwähnten Messungen an konservierten Köpfen auch die entsprechenden Messungen an den Kopf-Hals-Präparaten durchgeführt. Die Ergebnisse sind ebenso wie die von McCONVILLE et al. in den Kap. 5.2.2 bzw 5.3.2 dargestellt und diskutiert.

3. Methoden und Definitionen

3.1 Definition des Koordinatensystems

Als Referenzsystem für die Messungen und Ergebnisse wird das von THOMAS (41) vorgeschlagene, kopfbezogene Koordinatensystem verwendet, das in letzter Zeit verbreitet für die Angabe biomechanischer Daten des Kopfes Anwendung gefunden hat. Es ist ein rechtshändiges, kartesisches Koordinatensystem, dessen X-Y-Ebene in der Ohr-Augen-Ebene (Frankfurter Ebene) liegt. Diese ist durch vier craniometrische Punkte festgelegt (Abb. 1): Jeweils rechts und links der tiefste Punkt des unteren Randes der Orbita sowie rechts und links der obere Rand des äusseren Gehörgangs. Der Ursprung des Koordinatensystems liegt in der Mitte der Ohr-Ohr-Achse. Die +Z-Achse steht senkrecht auf der X-Y-(Frankfurter)Ebene nach cranial gerichtet. Die +Y-Achse zeigt zum linken Ohr und die X-Achse nach vorn. Die X-Z-Ebene ist damit als mittlere Sagittalebene des Kopfes anzusehen.

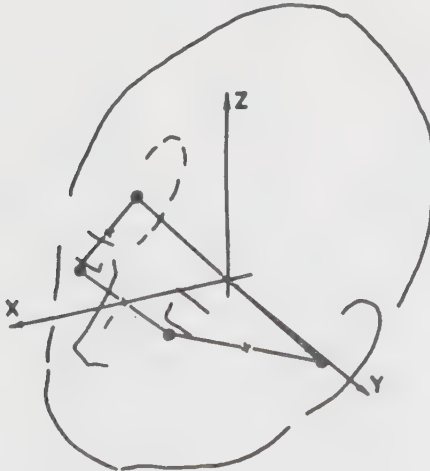


Abb. 1: Das kopffeste, anatomisch begründete Koordinatensystem; ● = anatomische Bezugspunkte (nach l.c. 02).

3.2 Definition und Auswahl der Kopf-Hals-Winkel

Gemessen wurde, soweit möglich, bei einer Reklination der Z-Achse des kopffesten Koordinatensystems gegenüber der Längsachse der HWS von 10° und 45° (zur Definition des Reklinationswinkels siehe Abb. 2).

Die Winkeldifferenz von 35° liegt im mittleren Bereich der Gesamtbewegung der Kopfgelenke. Diese beträgt nach LEWIT und KRAUSOWA (27) 17 bis 54° .

Ausgangspunkt für die Auswahl der Winkel waren insbesondere die Untersuchungen von EWING et al. (20) zur Bewegung der Halswirbelsäule und des Kopfes bei stoßartiger Belastung. Hier wurde mit Freiwilligen der Einfluß der Ausgangsposition von Kopf und Hals auf Bewegungsablauf und Belastung bei -Gx-Beschleunigung (= Stoß gegen die Brust, Flexion der HWS) untersucht. Es wurden dabei vier Positionen vorgege-

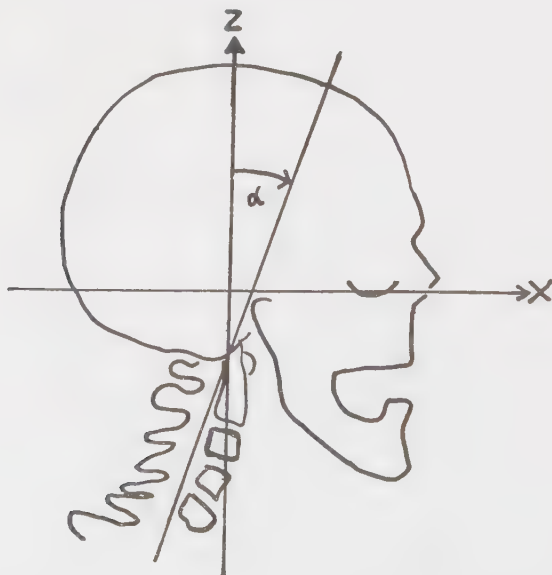


Abb. 2: Zur Definition des Winkels α zwischen Kopf und Halswirbelsäule (Reklinationswinkel).

ben, nämlich Hals aufrecht und Kinn hoch, Hals aufrecht und Kinn tief, Hals nach vorn gestreckt und Kinn hoch, Hals nach vorn gestreckt und Kinn tief. Die mittleren Reklinationswinkel lagen dabei zwischen 6° bei der Position Hals aufrecht Kinn unten und 47° bei der Position Hals nach vorn gestreckt Kinn oben.

3.3 Exartikulation und Vorbereitung der Präparate

3.3.1 Schnitfführung

Beim Absetzen des Halses vom Rumpf wurde soweit als möglich der Vorschrift gefolgt, die WALKER et al. (42) entwickelt und angewandt haben. Die Absetzung erfolgte zwischen dem 7.Hals- und dem 1.Brustwirbel. Vor der Präparation wurde die Schnitfführung auf der Haut markiert. Der Schnitt beginnt vorn, cranial des Manubrium sterni und führt rechts und links steigend bis zur Mitte der Clavicula. Die Schnittflächen bilden somit ein flaches "V" (Abb. 3). In analoger Weise wird ein V-förmiger Schnitt auf der Dorsalseite des

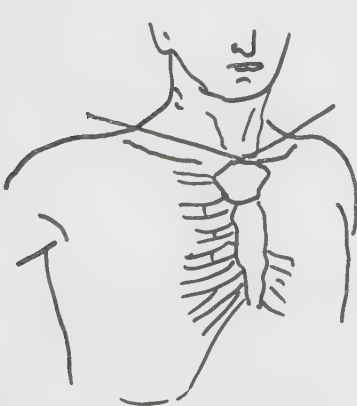


Abb. 3: Ventrale Führung
des Schnittes (42).

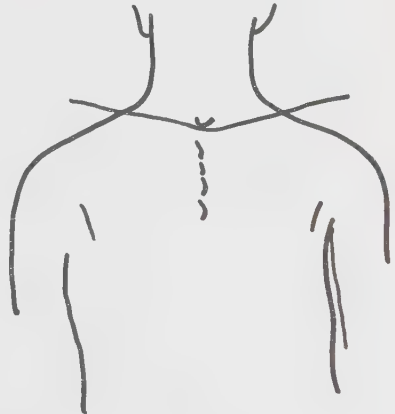


Abb. 4: Dorsale Führung
des Schnittes (42).

Halses gelegt und zwar mit tiefstem Punkt unmittelbar distal des Processus spinosus der vertebra prominens (Abb. 4). Die rechte und linke Schnittebene führen von Schulterhöhe durch die Halsmuskulatur zur Wirbelsäule auf Höhe des Zwischenwirbelkörpers des 7. Hals- und 1. Brustwirbel.

Aufgrund der individuellen Unterschiede mußten von Präparat zu Präparat Unterschiede in der Größe der Hautlappen hingenommen werden. Sie wurden nach Absetzung des Halses so präpariert, daß sie in jedem Falle ca. 1 bis 2 cm über der Schnittebene durch die Wirbelsäule standen.

3.3.2 Präparierung

Um die Flüssigkeitsmenge im Kopf zu standardisieren, wurden vor dem ersten Schnitt in Rückenlage der Leiche die großen Halsgefäße so weit als möglich durch eine um den Hals gelegte Manschette komprimiert. Der Hals wurde dann in der oben beschriebenen Weise vom Rumpf getrennt, wobei die Leiche so gelagert war, daß der Kopf über das Ende des Sektionstisches nach unten hing.

Nach dem Absetzen wurde das Präparat so gehalten, daß ein Blutverlust durch die Schnittfläche vermieden wurde. Anschließend wurde diese wie folgt präpariert: Die ganze Fläche wurde mit einer Flamme mehrmals so lange überstrichen, bis Gefäße und Gewebssporen koaguliert waren. Anschließend wurden die großen Gefäße einzeln abgebunden. Der Schnitttrand der Halshaut wurde ebenso durch Hitze verödet und die überstehenden Hautlappen mit einer Tabaksbeutelnaht über der Schnittfläche zusammengezogen.

Die Fixierung des Halses im Meßrahmen erfolgte mit einer "Halsstange", welche nach erfolgter Präparation in den Wirbelkanal bis in den Bereich des Atlas vorgeschoben wurde (vgl. Kap.3.5.1). Die Eintrittsstelle der "Halsstange" wurde nach Fixieren des Präparats im Meßrahmen mit heißem Wachs versiegelt. Durch diese Präparationstechnik konnten die Gewichtsverluste während der Messung auf weniger als 50 g, d.h. kleiner als 1% des Kopf-Hals-Gewichtes gehalten werden.

3.4 Röntgendokumentation

Von jedem Präparat wurden zur Dokumentation individueller Besonderheiten und zur späteren craniometrischen Auswertung, um ggf. Beziehungen zwischen den anatomischen Verhältnissen und den gemessenen, physikalischen Parametern herzustellen, Röntgenaufnahmen gefertigt.

Vor den Röntgenaufnahmen wurden als Markierungspunkte für die spätere Auswertung Schrotkugeln in den äußeren Gehörgängen positioniert. Vor den physikalischen Messungen wurden diese wieder entfernt.

Für die Röntgenaufnahmen wird der Kopf auf drei Schrauben gesetzt, wie in Abb. 5 dargestellt. Die Schrauben, jede mit einem Durchmesser von 6 mm, sind in Anordnung eines gleichseitigen Dreiecks auf einem Drehtisch befestigt (Abb.6). Ihr Achsenabstand beträgt 90 mm. Zusammen mit zwei weiteren Schrauben, 12 mm im Durchmesser und mit einem Achsenabstand von 150 mm angeordnet, dienen sie auch als Referenzsystem für die röntgenographische Auswertung.

Der Röntgenfilm befindet sich 24 cm hinter dem Mittelpunkt des Drehtisches und in einem Abstand von 2 m vom Fokus der Röntgenröhre. Der Zentralstrahl geht über die Mitte des Tisches ca. 9 cm oberhalb der Oberkante der 6-mm-Schrauben.

Von jedem Präparat wurden drei Aufnahmen in folgenden Position angefertigt:

- 0°, p.a.-Aufnahme,
- 45°, rechte Seite des Gesichts 45° zum Film gewandt,
- 90°, Seitenaufnahme, rechte Seite zum Film gewandt.

Es wurden keine besonderen Vorkehrungen getroffen oder Justierungen vorgenommen, um die Präparate so auf den Tisch zu setzen, daß das anatomische Koordinatensystem in festem Bezug zum Drehtisch liegt. Es fallen daher die Bildebenen der Röntgenaufnahme nicht mit den Ebenen des anatomisch begründeten Koordinatensystems zusammen. Für jedes Präparat muß daher bei der Auswertung, soweit erforderlich, die Lage der Bildebenen im Koordinatensystem aus den anatomischen

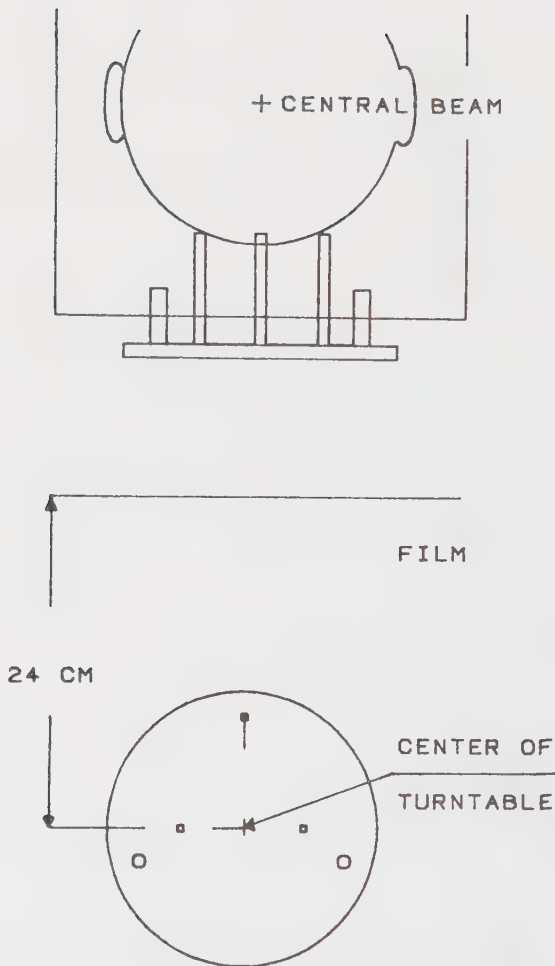


Abb. 5: Aufriß und

Abb. 6: Grundriß der Vorrichtung zur Halterung des Präparates beim Röntgen: 0° Stellung (entnommen l.c. 04).

Fixpunkten bestimmt werden. Es wurde jedoch stets versucht, das Präparat so aufzusetzen, daß die Frankfurter Ebene annähernd parallel zur Ebene des Drehtisches lag und die p.a.-Aufnahme eine Projektion in die Y-Z-Ebene lieferte.

Als Beispiel sind die Aufnahmen von Fall Nr. 4 in Abb. 7 bis 9 wiedergegeben.

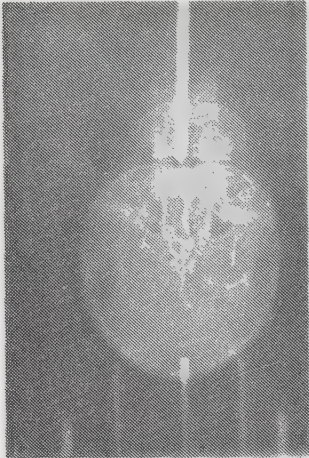


Abb. 7

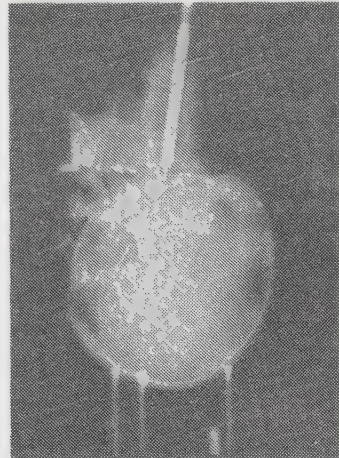


Abb. 8

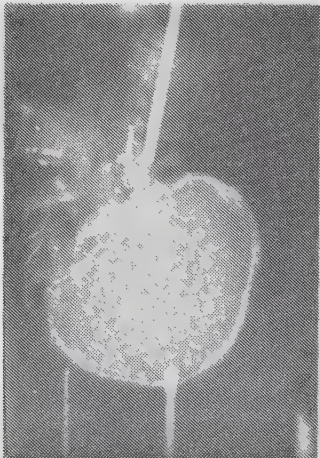


Abb. 9

Abb. 7 bis 9:
Röntgenaufnahmen von
Fall Nr. 4:
0°, p.a. (Abb. 7)
45° (Abb. 8)
90°, Seitenaufnahme (Abb. 9)

3.5 Physikalische Messungen

3.5.1 Der Meßrahmen

Für die Messungen der Schwerpunktkoordinaten und der Trägheitsmomente wurde die von BECKER (02) vorgeschlagene Methode verwendet. Dazu wird der Kopf in einen Meßrahmen eingespannt (vgl. Abb. 10 und 11). Dieser besteht aus einem tetraedrischen Aluminiumgestell, das eine aus Stahl gefertigte Vorrichtung zur Fixierung des Kopfes trägt. Die Fixierung erfolgt in der Weise, daß zwei, an der Spitze konisch geformte "Ohrstäbe" (a in Abb. 11), in die äusseren Gehörgänge eingeführt und auf den Längsschienen festgesetzt werden. Zwei seitlich und nach vorn verschiebbliche Metallriegel ("Orbitariegel"), die an ihrem Ende mit einer Hohlkehle versehen sind, liegen den unteren Rändern der Orbitae an (in den Abbildungen nicht dargestellt). Eine in Länge und Höhe verschiebbare "Kinnstange" (b), die am Ende kugelförmig ausgebildet ist, greift unter das Kinn und drückt den Gesichtsschädel gegen die Orbitariegel. Dadurch ist der Schädel fixiert und die Kiefer bleiben während der Messung geschlossen. Der obere Rand der Ohrstäbe entspricht der Y-Achse. Sie bilden mit den Orbitariiegeln die X-Y-Ebene, da diese vier Elemente an den Fixpunkten der Frankfurter Ebene anliegen.

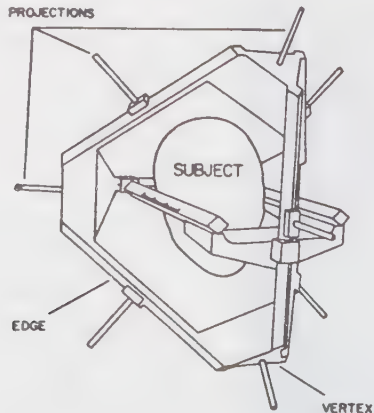


Abb. 10: Meßrahmen nach E. BECKER (02).

Der von BECKER (02) konzipierte Meßrahmen (Abb. 10) mußte für die Messungen an Kopf-Hals-Präparaten durch eine weitere Vorrichtung ergänzt werden, die es erlaubt, die Halswirbelsäule zu positionieren und zu fixieren.

Die Vorrichtung (Abb. 11) besteht aus einer zur X-Achse parallelen Schlittenführung (c), auf der eine Einstell- und Klemmvorrichtung (d) sitzt. Diese trägt über einen Haltestab (e) die sog. Halsstange (f). Die Halsstange wird zur Fixierung der Halswirbelsäule in den Wirbelkanal bis auf Höhe des Atlas eingeführt. Durch Verschieben der Einstellklemme (d) auf der Schlittenführung (c) bei lose in der Einstellklemme geführtem Haltestab (e) lassen sich die erforderlichen Kopf-Hals-Winkel einstellen, ohne daß sich die Position der Halsstange im Wirbelkanal verändert. Durch eine Feststellschraube an der Einstellklemme wird die Halsstange dann auf dem

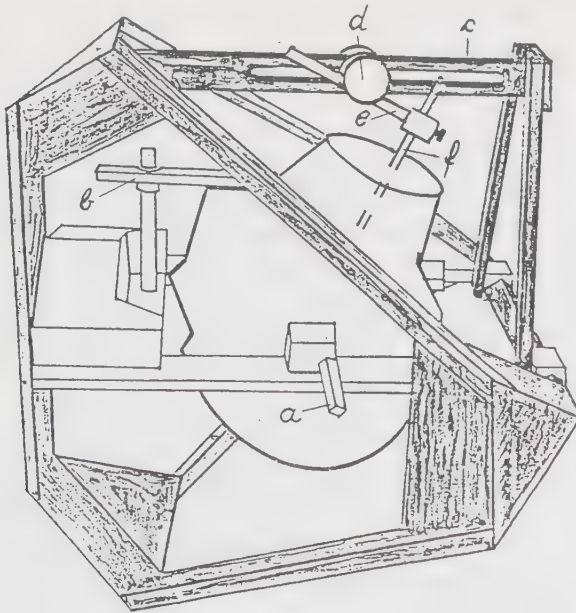


Abb. 11: Der Meßrahmen mit der Vorrichtung zur Fixierung des Halses.

Schlitten in der gewünschten Position festgesetzt. Haltestange und Schlittenführung tragen Skalen und die Einstellklemme eine Winkelteilung, so daß die Einstellungen für die Leermessungen (s.u.) reproduzierbar sind.

Auf der Mitte jeder der sechs Seiten sowie an den vier Ecken des Meßrahmens sitzen zylindrische Stäbe (Abb. 10: 'Projections'), die vom Zentrum des Meßrahmens radial nach außen zeigen. Sie erlauben es, den Meßrahmen zur Schwerpunktmessung aufzustellen und für die Messung der Trägheitsmomente aufzuhängen. Für letztere tragen diese Stäbe Metallscheiben mit Vertiefungen (in den Abbildungen nicht dargestellt). Bei der Aufhängung ruht der Meßrahmen mit diesen Vertiefungen auf kegelförmigen Stiften in Tragringen an den Enden der Drähte des trifilaren Pendels (s. Kap. 3.5.2.2).

3.5.2 Durchführung der Messungen

Die Prozeduren für die Messung der Schwerpunktskoordinaten und der Trägheitsmomente sind im wesentlichen die gleichen wie von BECKER (02) beschrieben. Dazu wird das Präparat in dem oben beschriebenen Rahmen fixiert. Dann werden zwei Meßserien durchgeführt: Die erste liefert die Meßwerte für die Bestimmung der Schwerpunktskoordinaten, die zweite die Meßwerte für die Trägheitsmomente des mit dem Kopf besetzten Meßrahmens. Das Präparat wird dann aus dem Meßrahmen entfernt und die Halterungen, soweit diese zum Entfernen des Präparats gelöst werden mußten, in die gleichen Positionen wie bei den vorangegangenen Messungen gebracht. Nun werden beide Meßserien mit dem leeren Rahmen wiederholt. Aus den Messungen mit und ohne Präparat lassen sich dann die Schwerpunktskoordinaten und die Trägheitsmomente des Präparats rechnerisch ermitteln.

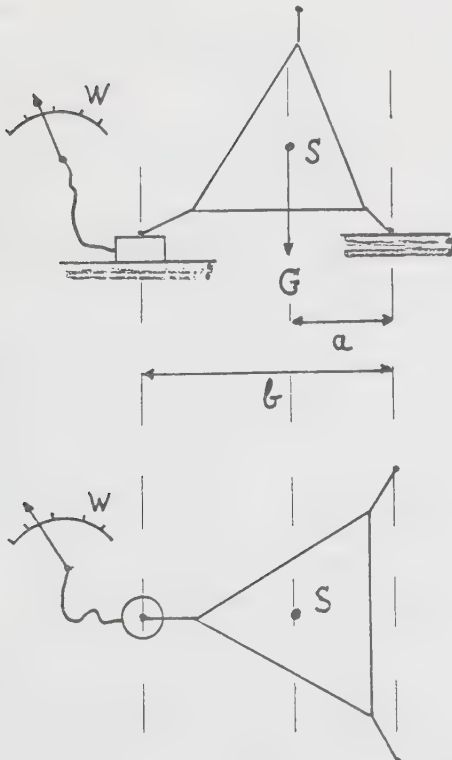
3.5.2.1 Bestimmung der Schwerpunktskoordinaten

Wird ein Körper an drei Punkten unterstützt, wobei ein Stützpunkt auf einer Waage ruht, so gilt bei einem Gewicht (G) des Körpers für den an der Waage angezeigten Wert (W) nach dem Hebelgesetz

$$(1) \quad a \cdot G = b \cdot W,$$

wenn nach Abb.13 mit a der Abstand des Schwerpunkts und b der Abstand des Aufstandspunktes auf der Waage jeweils von der Achse durch die anderen zwei Stützpunkte bezeichnet werden. Der gesuchte Wert a ergibt sich damit zu

$$(2) \quad a = \frac{b \cdot W}{G}.$$



Wird a in drei, nicht konplanaren Ebenen ermittelt, so lassen sich daraus, bei bekannter Geometrie der Aufstützpunkte, die dreidimensionalen Koordinaten des Schwerpunktes bestimmen.

Bei der Durchführung der Messungen wurde der Rahmen jeweils auf drei der an den Seitenmitten angebrachten Stützstäbe

Abb. 12: Aufriß und Grundriß der Anordnung zur Messung der Schwerpunktskoordinaten.

gesetzt und für jeden Stützpunkt die Last gemessen. Auf diese Weise können vier verschiedene Positionen mit insgesamt 12 Meßwerten ausgemessen werden. Das System ist damit überbestimmt. Die Berechnung der Schwerpunktskoordinaten erfolgte nach dem Prinzip der kleinsten Abweichungsquadrate mittels eines Rechnerprogramms, das für die Auswertung zur Verfügung stand.

Die Bestimmung der Aufstandslasten erfolgte mit einer Kraftmeßzelle mit einer Genauigkeit von $\pm 2,3$ g.

3.5.2.2 Bestimmung der Trägheitsmomente

Für die Messung der Trägheitsmomente wurde der Rahmen an drei Drähten in Art eines trifilaren Pendels aufgehängt. Die Aufhängung erfolgte an den Stützstäben. Dabei gibt es zehn verschiedene Orientierungen: Vier Positionen mit der Aufhängung an jeweils drei Ecken des Tetraeders und sechs weitere Positionen, wobei die Aufhängung jeweils an zwei Ecken und einer Seitenmitte erfolgt. In jeder Position wurde ein kleiner Spiegel an dem Rahmen befestigt, um einen Lichtstrahl so zu reflektieren, daß jede Pendelbewegung in der Rotationsachse von einer Photozelle mit angeschlossenem Zähler registriert wird. Dieser Zähler mißt die Zeit für jeweils 50 Schwingungen mit einer Genauigkeit von einer Millisekunde. Für jede der 10 Positionen wurden zwei Messungen durchgeführt. Sofern diese um mehr als 50 ms (das sind weniger als 1/1000 der Schwingungsdauer) differierten wurde eine dritte Messung durchgeführt.

Für die weiteren Berechnungen wurden die Mittelwerte aus den zwei ggf. drei Messungen verwendet. Wicht bei einer Dreifachmessung ein Wert mehr als 50 ms von beiden anderen Werten ab, so blieb dieser Wert bei der Mittelwertsbildung unberücksichtigt.

Die Berechnungen erfolgten mit einem von E. BECKER (02) zur Verfügung gestellten, an die institutseigene Rechenanlage adaptierten Programm. Die Berechnungsgrundlagen sind in l.c. 02 abgeleitet und ausführlich dargestellt. Der theoretische Wert für die Dauer der Rotationsschwingung eines tri-

filaren Pendels ist

$$(3) \quad T = 2\pi \cdot \sqrt{\frac{I \cdot p \cdot c}{G}},$$

wobei p die Länge der Pendeldrähte ist, G das Gewicht des Meßapparats mit bzw. ohne Präparat und c eine von der Geometrie der Aufhängung und von der Lage des Schwerpunktes abhängige Apparatekonstante. I ist das Trägheitsmoment um die jeweilige Rotationsachse. Das Trägheitsmoment ist eine Funktion des Trägheitstensors und der Orientierung des Rahmens entsprechend der jeweiligen Aufhängeposition.

Der Trägheitstensor besteht im Dreidimensionalen aus 3 x 3 Komponenten. Die Bestimmung dieser Komponenten ist das Ziel der Messungen. Der Tensor ist jedoch symmetrisch, so daß die Zahl der Unbekannten 6 beträgt. Da experimentell 10 Positionen möglich sind und jeweils untersucht wurden, ist auch dieses System überbestimmt, so daß auch hier die Ermittlung der Komponenten des Trägheitstensors durch Vergleich der theoretischen Schwingungsdauern mit den tatsächlichen über eine Anpassung nach dem Prinzip der kleinsten Abweichungsquadrate erfolgen kann. Aus den Komponenten des Trägheitstensors lassen sich die Hauptträgheitsmomente und die Richtungen der Hauptträgheitsachsen bestimmen.

Jeder Körper besitzt bekanntlich eine Rotationsachse, die sich dadurch auszeichnet, daß für sie das Trägheitsmoment den kleinstmöglichen Wert bei der gegebenen Massenverteilung annimmt. Diese Achse geht durch den Schwerpunkt des Systems. Senkrecht zu dieser Achse findet sich eine weitere, dadurch ausgezeichnet, daß für sie von allen durch den Schwerpunkt gehenden Achsen das Trägheitsmoment am größten wird. Zusammen mit einer dritten, auf den beiden genannten senkrecht stehenden Achse, bilden diese das System der Hauptträgheitsachsen. Durch ihre Orientierungen und Beträge lassen sich die Trägheitseigenschaften eines Körpers anschaulich darstellen.

Bei der verwendeten Anordnung bilden die Aufhängungen ein gleichseitiges Dreieck mit der Seitenlänge 50.0 cm. Die Länge der Drähte betrug 197 cm, das Gewicht des leeren Rahmens etwa 14 kg, das Gewicht des beladenen Apparates zwischen 19 und 21 kg. Die Schwingungsdauer des leeren Rahmens lag bei 90 sek., beladen bei 75 sek.

HN 12/10

EINGABE IN LBS	BELADEN	LEER
H OBEN,(4) LOAD ON B ;	14.525	8.510
H OBEN,(5) LOAD ON F ;	13.265	9.165
H OBEN,(6) LOAD ON D ;	13.030	9.180
E OBEN,(1) LOAD ON B ;	12.135	7.030
E OBEN,(3) LOAD ON J ;	14.310	9.905
E OBEN,(2) LOAD ON G ;	14.430	9.925
A OBEN,(10) LOAD ON I ;	13.850	10.030
A OBEN,(12) LOAD ON J ;	15.360	9.555
A OBEN,(11) LOAD ON D ;	11.700	7.220
C OBEN,(7) LOAD ON I ;	13.960	10.090
C OBEN,(8) LOAD ON F ;	11.650	7.180
C OBEN,(9) LOAD ON G ;	15.290	9.540

EINGABE IN MSEC!			
PERIOD ICA	beladen	76380	76343
	leer	91085	91071
PERIOD DHA	beladen	73245	73201
	leer	85687	85676
PERIOD JEA	beladen	74832	74829
	leer	86936	86923
PERIOD GEC	beladen	74966	74945
	leer	87063	87050
PERIOD BEH	beladen	76578	76574
	leer	87721	87710
PERIOD FCH	beladen	73097	73083
	leer	85490	85459
PERIOD ECA	beladen	74713	74671
	leer	87563	87550
PERIOD EHC	beladen	74429	74428
	leer	86045	86025
PERIOD AHE	beladen	74514	74475
	leer	86120	86131
PERIOD CHA	beladen	73631	73598
	leer	86926	86952

EAR BAR READINGS: RIGHT = 5.1 LEFT = 5.1

Abb. 13: Eingabeprotokoll für Präparat Nr. 12,
Reklinationswinkel 10°.

In Abb. 13 ist ein vollständiges Eingabeprotokoll, in
Abb. 14 ein Ausgabeprotokoll des Rechner-Programmes
wiedergegeben.

HN 12/10

RESULTS:

H-N MASS DISTRIBUTION - H-N MASS (CALC.) 6370.1382

HEAD-NECK INERTIA TENSOR		AND	C.G. IN APPARATUS COORDINATES
420753.8149E+00	411285.2668E-02	-195285.5663E-01	14.5922
411285.2668E-02	451121.1594E+00	912774.0305E-03	24.8047
-195285.5663E-01	912774.0305E-03	238360.8998E+00	-2.1943

HEAD ORIENTATION		AND	POSITION
0.999453	0.000000	-0.033070	14.840000
0.000000	1.000000	0.000000	25.070000
0.033070	0.000000	0.999453	-2.030000

HEAD-NECK INERTIA TENSOR		AND	C.G. IN HEAD COORDINATES
.419462E+06	.414078E+04	-.194858E+05	-0.25309
.414078E+04	.451121E+06	.776262E+03	-0.26529
-.194858E+05	.776262E+03	.239651E+06	-0.15611

PRINCIPAL AXES			MOMENTS	RESIDUAL PROD.
X'	0.98541	-0.13276	-0.10644	X .421009E+06 .689458E-07
Y'	0.13261	0.99113	-0.00855	Y .451668E+06 -.279615E-14
Z'	0.10663	-0.00568	0.99428	Z .237557E+06 .000000E+00
X	Y	Z		

LAGE DER DER HAUPTACHSEN:

ACHSE	PROJEKTION AUF DIE EBENE			WINKEL ZUR EBENE		
	X-Y	Y-Z	Z-X	X-Y	Y-Z	Z-X
X'	-7.7	38.7	-83.8	-6.1	80.2	-7.6
Y'	82.4	-0.5	-86.3	-0.5	7.6	82.4
Z'	-3.0	-89.7	6.1	83.9	6.1	-0.3

TAB. IV-4-2: -7.7 82.4 6.1 -0.3 (PROJEKTIONEN!!)
= PROJEKTIONEN X'(X-Y) Y'(X-Y) Z'(Z-X) Z'(90-Y-Z)

ENTSPRECHEND -7.6 82.4 6.1 -0.3
WINKEL Z.D.EBENEN X'(Z-X) Y'(Z-X) Z'(Y-Z) Z'(Z-X)

09.08.84

Abb. 14: Ausgabeprotokoll für Präparat Nr. 12,
Reklinationswinkel 10°.

4. Untersuchungsmaterial

Für die Messungen wurden 12 männliche Leichen ausgewählt, die weder verletzt waren, noch besondere körperliche Abnormalitäten aufwiesen. Das Lebensalter lag zwischen 35 und 77 Jahren, die Körperlänge zwischen 165 und 183 cm.

Alter, Körperlänge und -gewicht, Todesursache und die Zeit zwischen Todeseintritt und Messungen sind in Tabelle 1 aufgelistet.

Die Messungen bei Präparat 3 mußten abgebrochen werden, da während der Untersuchung die Aufhängung brach und ein Schaden am Meßrahmen entstand, so daß auch die Schwerpunktsmessungen nicht zu Ende geführt werden konnten.

Tabelle 1: Untersuchungsmaterial					
Präp. Nr.	Alter (J)	Körper- Länge (cm)	Körper- Gewicht (Kg)	Todes- ursache	Messung p.m. (Std.)
1	51	183	82	Herzinfarkt	
2	53	172	91	nat. Herzbeutel-tamponade	
3	(keine Ergebnisse - Bruch der Meßrahmen-Aufhängung)				
4	77	165	--	Herzversagen	24
5	67	182	92	Herzinfarkt	--
6	53	179	84	Herzversagen	48
7	74	171	67	Erhängen	48
8	71	172	93	Herzversagen	24
9	43	176	74	Herzinfarkt	48
10	35	172	71	unbekannt	48
11	70	179	75	Herzinfarkt	24
12	42	169	90	Herzinfarkt	24

5. Ergebnisse und Diskussion

5.1 Das Gewicht von Kopf-Hals-Präparaten

In Tabelle 2 finden sich die Gewichte der Präparate zusammen mit Körperlänge und Körpergewicht. Das leichteste Präparat hatte ein Gewicht von 5,097 kg, das schwerste wog 6,420 kg.

Bei einer durchschnittlichen Körpergröße von 173,3 cm und einem durchschnittlichen Gewicht von 79,6 kg lag das Gewicht der Präparate im Mittel bei 5,940 kg.

In Tabelle 3 sind die Mittelwerte verschiedener Autoren zusammengestellt, wobei anzumerken ist, daß DEMPSTER (16) und CLAUSER (13) eine abweichende Präpariermethode angewandt haben. McCONVILLE et al. (32) geben für das mittlere Kopfvolumen ihrer Stichprobe $4,369 \text{ dm}^3$ und für das Volumen des Halses $1,043 \text{ dm}^3$ an. Bei einer Dichte von 1,07 nach CLAU-

Tab. 2: Gewichte der Kopf-Hals-Präparate			
Präp. Nr.	Körper- Länge (cm)	Körper- Gewicht (Kg)	Kopf-Hals- Gewicht (Kg)
1	183	82	6,375
2	172	91	6,086
3	160	57	5,097
4	165	--	5,314
5	182	92	6,420
6	179	84	6,407
7	171	67	5,775
8	172	93	6,334
9	176	74	6,174
10	172	71	5,520
11	179	75	5,395
12	169	90	6,380

Tab.3: Ausgewertete Mittelwerte von Kopf-Hals-Gewichten verschiedener Untersuchungen.

	Anzahl	Körper- länge	Körper- gewicht	Kopf-Hals- Gewicht	Anmkg.
DEMPSTER (16)	8	169,4	58,0	4,610	(1)
CLAUSER (13)	13	172,7	66,5	4,749	(1)
WALKER (42)	20	174,8	66,4	6,001	(2)
McCONVILLE (32)	31	177,49	77,28	5,79/6,00	(3)
BEIER	12	173,3	79,6	5,940	

Anmerkungen:
(1) abweichende Schnittführung (s. Kap. 2)
(2) konserviertes Material, berechnet aus Volumen
(3) berechnet aus photogrammetrisch bestimmten Volumina

SER et al. (13) bis 1,11 nach DEMPSTER (16) erhält man daraus ein mittleres Gewicht für Kopf und Hals von 5,79 - 6,00 kg.

WALKER et al (42), deren Schnittführung hier übernommen wurde, gibt für seine konservierten Präparate Gewichte zwischen 5,275 und 6,896 kg an, mit einem Mittelwert von 6,113 kg. Dabei wurde ein Extremwert von 3,688 kg nicht berücksichtigt. Zu diesem Fall hat auch WALKER keine weiteren Angaben gemacht.

Bezogen auf das mittlere Präparategewicht erscheint ein Vergleich der weiteren Ergebnisse insbesondere mit den Messungen von WALKER et al. und von Mc CONVILLE et al. zulässig. Unter Berücksichtigung der Fallzahlen und der unvermeidbaren Variationen bei der Präparation können die Unterschiede nicht als wesentlich angesehen werden.

In Abb. 15 sind die Kopf-Halsgewichte gegen die Körperlänge aufgetragen. Bei einem Korrelationskoeffizienten von 0,46 erscheint eine Berechnung der Regression nicht sinnvoll.

Dagegen ergibt sich zwischen dem Kopf-Hals-Gewicht und dem Körpergewicht (KG) (Abb. 16) ein Korrelationskoeffizient

KOPF-HALS-GEW. (KG)

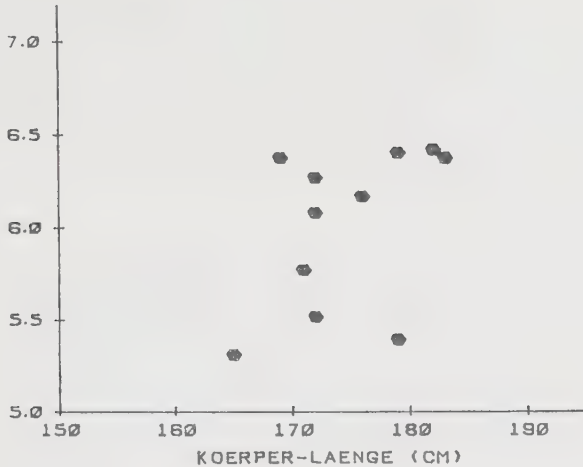


Abb. 15: Kopf-Hals-Gewicht und Körperlänge der untersuchten Präparate.

KOPF-HALS-GEW. (KG)

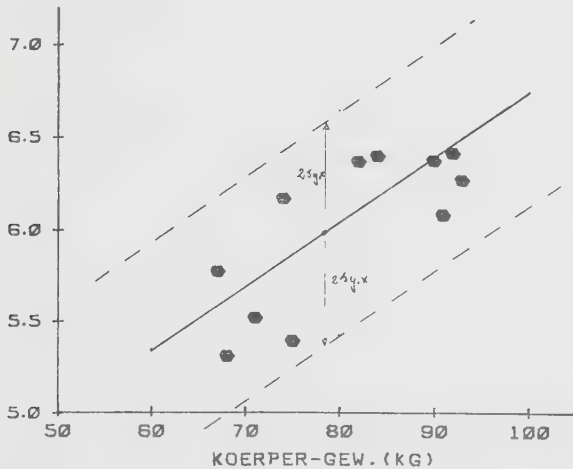


Abb. 16: Beziehung zwischen Kopf-Hals-Gewicht und Körpergewicht: Meßwerte, Regressionsgerade und 2s-Grenzen.

von 0,77. Die Regression dazu lautet:

$$G(\text{Kopf}+\text{Hals}) = 3,35 + 0,033 \times \text{KG} \quad [\text{kg}];$$

Der Standardfehler für die Schätzung der Kopf-Hals-Gewichte aus dem Körpergewicht beträgt 0,3 kg (ca. 5%). Mit dem Regressionskoeffizienten von 0,033 kg/kg bewirkt eine Variation von 1 kg Körpergewicht eine Änderung des Kopf-Hals-Gewichts von ca. 0,55%.

McCONVILLE et al. (32) geben für das photogrammetrisch bestimmte Volumen des Kopfes (V(K)) bzw. des Halses (V(H)) folgende Beziehungen zu Körperlänge (KL) und Körpergewicht (KG) an:

$$V(K) [\text{cm}^3] = 2806 + 6,84 \times \text{KL} [\text{cm}] + 2,05 \times \text{KG} [\text{lb}]$$

$$V(H) [\text{cm}^3] = 943 - 5,50 \times \text{KL} [\text{cm}] + 6,32 \times \text{KG} [\text{lb}]$$

Nach Einführung von dm^3 für das Volumens und von kg anstelle von pounds [lb] für das Körpergewicht erhält man

$$V(K) [\text{dm}^3] = 2,806 + 0,00684 \times \text{KL} [\text{cm}] + 0,00452 \times \text{KG} [\text{kg}]$$

$$V(H) [\text{dm}^3] = 0,943 - 0,00550 \times \text{KL} [\text{cm}] + 0,0139 \times \text{KG} [\text{kg}].$$

Mit einer mittleren Dichte von 1.07 für den Kopf (13,32) bzw. ca. 1.1 für den Hals (16,32) ergeben sich die jeweiligen Gewichte zu

$$G(K) [\text{kg}] = 3,002 + 0,00805 \times \text{KL} [\text{cm}] + 0,00484 \times \text{KG} [\text{kg}]$$

$$G(H) [\text{kg}] = 1,037 - 0,00605 \times \text{KL} [\text{cm}] + 0,0153 \times \text{KG} [\text{kg}].$$

Diese Beziehungen lassen erkennen, daß der - zunächst Überraschender Weise - deutlichere Einfluß des Körpergewichtes auf das gemeinsame Gewicht der Kopf-Hals-Präparate durch den Beitrag des Halses und dessen Korrelation zum Körpergewicht bewirkt wird.

Für den Kopf-Hals-Bereich zusammengefaßt ergeben die (transformierten) McCONVILLE'schen Beziehungen:

$$V(KH) [\text{dm}^3] = 3,749 + 0,00134 \times \text{KL} [\text{cm}] + 0,0184 \times \text{KG} [\text{kg}].$$

bzw.

$$G(KH) [\text{kg}] = 4,039 + 0,00200 \times \text{KL} [\text{cm}] + 0,0201 \times \text{KG} [\text{kg}].$$

Der Term der Körperlänge liefert bei 175 cm einen Beitrag von 0,25 kg, entsprechend etwa 4% des Kopf-Hals-Gewichts, und beeinflusst dieses mit ca. 0.03%/cm Körperlänge. Dagegen liefert das Körpergewicht bei 75 kg einen Beitrag

von 1,5 kg und eine Variation von ca. 0,35%/kg Körpergewicht. Damit ist - unter Berücksichtigung der jeweiligen Streubreiten - eine gute Übereinstimmung der photogrammetrischen Messungen von McCONVILLE et al. mit den hier berichteten Messungen an frischem Leichenmaterial gefunden.

5.2 Der Schwerpunkt von Kopf-Hals-Präparaten

5.2.1 Ergebnisse

Die gefundenen Schwerpunktskoordinaten sind in Tabelle 4 aufgelistet. Daraus ergeben sich folgende Spannweiten und Mittelwerte für die Lage des Schwerpunktes der Kopf-Hals-Einheit:

Bei einem Reklinationswinkel von 10°:

X zwischen 0,14 und -0,59 cm, Mittelwert -0,26 cm,

Y zwischen 0,49 und -0,67 cm, Mittelwert -0,09 cm,

Z zwischen 0,75 und -0,16 cm, Mittelwert 0,40 cm.

Bei einem Reklinationswinkel von 45°:

X zwischen -0,25 und -1,19 cm, Mittelwert -0,89 cm,

Y zwischen 0,46 und -0,64 cm, Mittelwert -0,04 cm,

Z zwischen 1,93 und 0,20 cm, Mittelwert 1,01 cm.

Die ermittelten Schwerpunkte weichen von der mittleren Sagittalebene weniger als 0,5 cm nach rechts oder links ab. Nur bei Fall 8, der rechtsseitig eine Weichteilschwellung über dem Mandibulawinkel aufwies, lagen die Y-Koordinaten bei +0,7 cm, also dem Befund entsprechend rechts der Mittelebene. Die gefundenen Abweichungen von der Mittelebene können zum Teil durch Unsicherheiten von bis ca. 2 mm beim Einspannen der Präparate bedingt sein. Bei Veränderung des Winkels von 10° auf 45° rücken die Y-Werte in den meisten Fällen - bis zu maximal 0,2 cm - nach links. Hier scheint es sich um einen apparativ bedingten systematischen Fehler zu handeln, der jedoch von der Größenordnung her unbedeutend ist.

Tabelle 4: Schwerpunktskoordinaten der Kopf-Hals-Präparate

Präparat-Nr.	Gewicht [Kg]	----- Schwerpunktskoordinaten [cm] -----					
		Winkel 10°			Winkel 45°		
		X	Y	Z	X	Y	Z
1	6,375	-0,37	0,07	0,64	----	----	----
2	6,086	0,14	-0,09	0,11	(-0,17	0,05	0,38)*
3	----	----	----	----	----	----	----
4	5,314	-0,285	-0,104	0,707	-0,254	0,100	1,925
5	6,420	-0,263	0,485	0,174	-1,168	0,458	0,270
6	6,407	-0,223	-0,379	0,383	-0,979	-0,268	0,591
7	5,775	0,066	-0,067	0,753	-0,374	-0,093	1,307
8	6,275	-0,539	-0,672	0,749	-0,918	-0,641	1,302
9	6,174	-0,302	-0,080	-0,027	-1,185	0,005	0,683
10	5,520	-0,594	0,169	0,706	-1,173	0,183	1,383
11	5,395	(-1,02	-0,04	0,61)§	-1,179	0,060	1,470
12	6,380	-0,253	-0,265	-0,156	-0,773	-0,130	0,199
Mittelwerte:		-0,26	-0,09	0,40	-0,89	-0,04	1,01
)* Winkel 27°,)§ Winkel 15°							

In Abbildung 17 und 18 ist die Lage der Schwerpunkte in der X-Z-Ebene bei 10° bzw. 45° dargestellt.

Bei einem Reklinationswinkel von 10° liegt der Schwerpunkt im Mittel 0,3 cm hinter und 0,4 cm über der Ohr-Ohr-Achse.

Die Spannweite in X-Richtung beträgt 0,7 cm, die größte Abweichung vom Mittelwert 0,4 cm.

Die Spannweite in Z-Richtung beträgt 0,9 cm, die größte Abweichung vom Mittelwert 0,6 cm.

Beim Reklinationswinkel 45° liegt der Schwerpunkt im Mittel 0,9 cm hinter und 1,0 cm über der Ohr-Ohr-Achse.

Die Spannweite in X-Richtung beträgt 0,9 cm, die maximale Abweichung vom Mittelwert 0,6 cm.

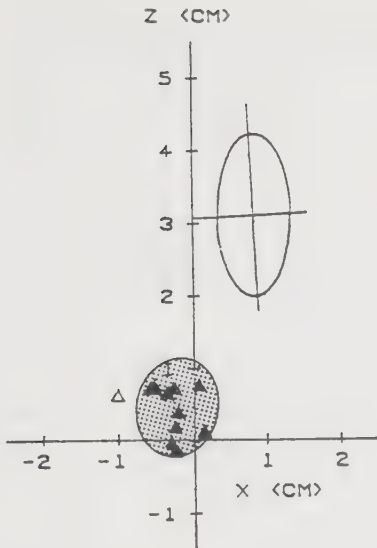


Abb. 17

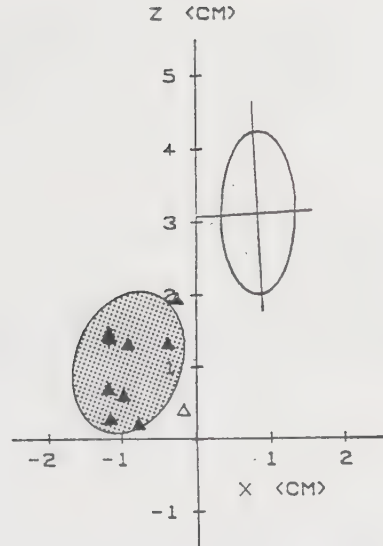


Abb. 18

Die Lage der Schwerpunkte der Kopf-Hals-Präparate in der X-Z-Ebene:

Abb. 17: beim Reklinationswinkel 10° (▲) bzw. 15° (Δ),

Abb. 18: beim Reklinationswinkel 45° (▲) bzw. 27° (Δ).

Unterlegt ist jeweils der 95%-Toleranzbereich, dargestellt ferner die 2s-Ellipse der Schwerpunktskoordinaten menschlicher Köpfe nach BEIER et al. (04).

In Z-Richtung beträgt die maximale Abweichung vom Mittelwert 0,9 cm bei einer Spannweite von 1,7 cm.

Unter der Annahme, daß sowohl die X- wie die Z-Koordinaten normal verteilt sind, läßt sich über eine lineare Regression 2. Art der Toleranzbereich bestimmen (18):

Bei 10° Reklination haben die Hauptachsen der Ellipse des Toleranzbereiches eine Steigung von 5,24 bzw. -0,19. Für die 95%-Toleranzgrenzen beträgt die Länge der Halbachsen 0,66 bzw. 0,52 cm (Abb. 17).

Bei 45° Reklination haben die Hauptachsen der Ellipse des Toleranzbereiches eine Steigung von 2,95 bzw. -0,34. Für die 95%-Toleranzgrenzen beträgt die Länge der Halbachsen 0,97 bzw. 0,72 cm (Abb. 18).

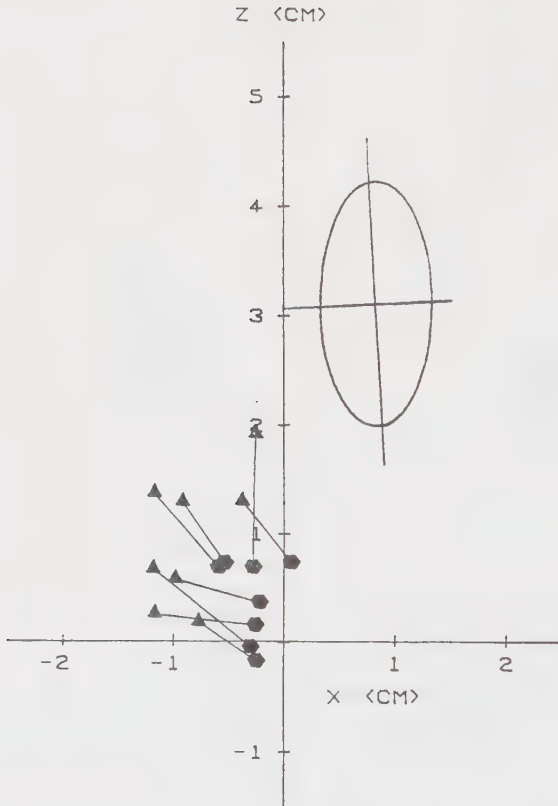


Abb.19 : Die Verlagerung des Schwerpunktes bei Änderung des Reklinationswinkels von 10° (●) auf 45° (▲), Dazu: 2s-Ellipse der Schwerpunktskoordinaten menschlicher Köpfe nach BEIER et al. (04).

Mit zunehmendem Reklinationswinkel rückt der Schwerpunkt erwartungsgemäß nach hinten und oben (Abb. 19). Bei der untersuchten Stichprobe verschiebt sich der Schwerpunkt bei Änderung des Winkels von 10° auf 45° um durchschnittlich 0,6 cm nach hinten und 0,6 cm nach oben. Im Maximum betrug die Verlagerung in X-Richtung 0,9 cm (Fall Nr. 9), in Z-Richtung 1,2 cm (Fall Nr. 4).

In dieses Bild paßt sich der bei einem Winkel von 15° (Fall Nr. 11) bestimmte Schwerpunkt mit $x = -1,2$ und $z = 0,6$ (vgl. Abb.17) ebenso regelrecht ein wie der bei 27° (Fall Nr. 2) bestimmte Schwerpunkt mit den Koordinaten $x = 0,2$ und $z = 0,4$ (vgl. Abb.18).

Nimmt man die Werte über alle gemessenen Winkel zusammen, so ergeben sich für die X-Koordinaten Werte zwischen $0,1$ und $-1,2$ cm, d.h. ein Bereich von $1,3$ cm. Der Mittelwert beträgt $-0,56$ cm. Für die Koordinate Z ergeben sich Werte zwischen $1,9$ und $-0,2$ cm, das entspricht einer Spanne von $2,1$ cm. Der Mittelwert ist $0,67$ cm.

5.2.2 Diskussion

Über die Lage des Schwerpunktes der Kopf-Hals-Region in toto unter Berücksichtigung der relativen Stellung von Kopf und Halswirbelsäule, d.h. bei vorgegebenen oder bekannten Reklinationswinkeln, wurde bisher nicht berichtet.

WALKER et al. (42), die an konservierten Präparaten gemessen haben und deren Schnittführung zum Absetzen der Präparate übernommen wurde, haben die Kopf-Hals-Winkel weder vorgegeben noch dokumentiert. Dennoch erscheint ein Vergleich der beiderseitigen Ergebnisse angezeigt (Tab. 5 und Abb 20). Dazu wurden die von WALKER et al. in Polarkoordinaten angegebenen Werte in das hier verwendete Koordinatensystem umgerechnet.

WALKER et al. gingen folgendermaßen vor: Jedes Präparat wurde nacheinander an zwei verschiedenen Punkten aufgehängt, fotografische und röntgenographische Aufnahmen gefertigt, und die Schwerpunktskoordinaten aus der Lage des Schnittpunktes der Lotlinien relativ zu den anatomischen Fixpunkten der Frankfurter Ebene bestimmt.

Nach der fotografischen Methode lagen die X-Koordinaten zwischen $1,1$ und $-1,8$ cm, Mittelwert: $-0,16$, die Z-Koordinaten zwischen $2,0$ und $-1,8$ cm, Mittelwert: $0,14$ cm.

Mit der röntgenometrischen Methode wurden X-Werte zwischen $0,2$ und $-1,5$ cm gefunden, Mittelwert: $-0,48$ cm; Z-Werte zwischen $0,9$ und $-1,6$ cm, Mittelwert: $-0,32$ cm berechnet.

Tab. 5: Vergleich der Ergebnisse von WALKER und von BEIER				
I. Mittelwerte:				
	Rekl.Winkel/Methode		x [cm]	z [cm]
WALKER et al.(42)	-- /fotogr.		-0,16	0,14
	-- /röntgen.		-0,48	-0,32
MÜNCHEN (diese Arbeit)	10°		-0,26	0,40
	45°		-0,89	1,01
	10°-45°		-0,56	0,67
II. Spannweiten:				
	Rekl.Winkel/Methode		x [cm]	z [cm]
WALKER et al.(42)	-- /fotogr.		2,9	3,8
	-- /röntgen.		1,7	2,5
MÜNCHEN (diese Arbeit)	10°		0,7	0,9
	45°		0,9	1,7
	10°-45°		1,3	2,1

Vergleicht man WALKERs Werte mit den Werten dieser Untersuchung, so fällt zunächst die große Streuung der Werte von WALKER et al. auf (Abb. 20). Dies gilt besonders für die fotografische Methode, bei der die Spannweiten mit 2,9 cm in X-Richtung und 3,8 cm in Z-Richtung etwa doppelt so groß sind wie in dieser Untersuchung. Aber auch die Spannweiten der Werte aus den Röntgenmessungen sind mit 1,7 cm in X-Richtung und 2,5 cm in Z-Richtung noch um 25 bis 30% größer. Das mag zum einen an Mängeln der WALKER'schen Meßmethode liegen, wie z.B. perspektivische Verzeichnung oder Verdrehung aus der Lateralansicht bei den Aufnahmen oder Unsicherheiten bei der Bestimmung der Lotlinien oder der anatomischen Bezugspunkte. Zum anderen aber war die Stellung der Halswirbelsäule weder vorgegeben noch fixiert, so daß anzunehmen ist, daß bei den verschiedenen Präparaten unterschiedliche Reklinationswinkel vorlagen und sich diese bei

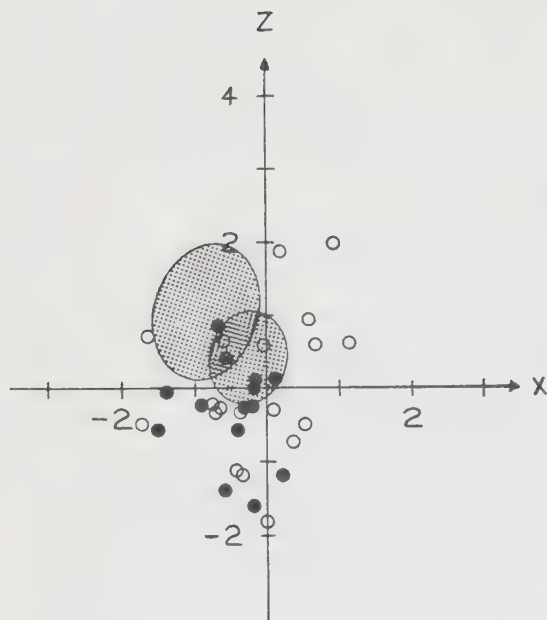


Abb. 20: Meßwerte von
WALKER et al. (42)
für die Schwerpunkte
konservierter Kopf-
Hals-Präparate,
o fotografische Best.
● röntgenograph. Best.
Unterlegt: 95%-Tol-
eranzbereiche für die
in München bestimmten
Schwerpunkte mit den
Reklinationswinkeln
10° und 45°.

den einzelnen Präparaten auch während der Messungen verändern konnten. Durch die von uns verwendete Vorrichtung zur Haltung der Halswirbelsäule war sowohl eine feste und reproduzierbare Einstellung möglich, als auch eine Veränderung während der Messungen - von geringen Verschiebungen der Weichteile abgesehen - verhindert.

Die Mittelwerte aus den Untersuchungen von WALKER et al. stimmen erwartungsgemäß am ehesten mit der mittleren Schwerpunktslage beim Reklinationswinkel 10° überein. Die Abweichungen betragen tatsächlich nur wenige Millimeter und zwar: Bei der fotografischen Methode liegt der Mittelwert der konservierten Präparate 2,6 mm unter und 1 mm vor dem Mittelwert frischer Präparate, bei der röntgenographischen Methode 7,2 mm unter und 2,2 mm hinter dem Mittelwert frischer Präparate. Der Mittelwert bei den frischen Präparaten

ist also gegenüber den konservierten in erster Linie cranialwärts verschoben. Gleiches haben BEIER et al. (04) bei den Messungen an Köpfen festgestellt: auch hier waren die Mittelwerte aus München gegenüber den Werten von WALKER et al. (retro-)cranial, d. h. zum Gehirn hin verschoben. Die Autoren diskutieren dazu einen evtl. Gewichtsverlust der Hirnsubstanz bei der Konservierung oder Flüssigkeitsverlust während der Messungen an den konservierten Präparaten (04).

Mc CONVILLE et al.(32) haben, wie berichtet, auf photographischem Weg die Volumina der Körperteile des Menschen und die Lage der Volumenmittelpunkte (center of volume) bestimmt. Die Massenmittelpunkte (Schwerpunkte) fallen mit diesen nur dann zusammen, wenn die Massenverteilung homogen ist. Dies kann zumindest für den Kopf nicht angenommen werden. Eine Schätzung des Schwerpunktes aus dem Volumenmittelpunkt setzt daher eine Annahme über die Massenverteilung in den jeweiligen Volumina voraus. Es bietet sich daher ein Vergleich der relativen Lage von Schwerpunkt und Volumenmittelpunkt an.

Allerdings geben McCONVILLE et al. die Volumenmittelpunkte für Kopf und Hals getrennt an und zwar in Koordinaten, die sich nicht auf einen gemeinsamen Ursprung beziehen. Vielmehr definieren die Autoren für jeden Körperteil ein eigenes, an anatomischen Fixpunkten orientiertes Koordinatensystem. Für die Schätzung des gemeinsamen Volumenmittelpunktes muß daher eine Beziehung der relativen Lage der Koordinatensysteme zueinander gefunden werden. Diese ist von den individuellen anatomischen Verhältnissen und der Kopf-Hals-Stellung abhängig.

Nach McCONVILLE et al. liegt bei horizontal ausgerichteter Frakfurter Ebene (= XY-Ebene des Koordinatensystems des Kopfes) diese (Meßpunkt Tragion) 163,81 cm über der Fersensole, die XY-Ebene des Koordinatensystem des Halses (Meßpunkt Cervicale) 152,65 cm über der Fersensole, und damit der Ursprung des Koordinatensystems 'Hals' im Durchschnitt

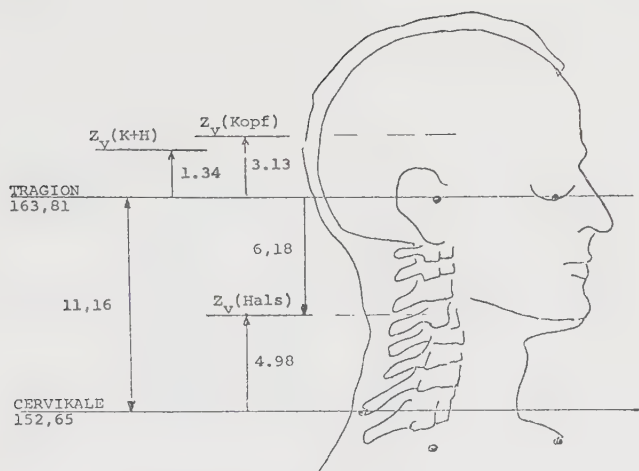


Abb. 21: Zur Ermittlung der Z-Koordinate des Volumenmittelpunktes aus den Messungen von McCONVILLE et al. (32).

 11,16 cm unter dem Ursprung des Koordinatensystems 'Kopf' (Abb. 21). Der Volumenmittelpunkt des Halses, mit 4,98 cm über Cervicale (= über der XY-Ebene des Halses) angegeben, liegt damit bei $Z_v(\text{Hals}) = 4,98 - 11,16 = -6,18$ cm bezogen auf das Koordinatensystem des Kopfes. Die Lage des gemeinsamen Volumenmittelpunktes von Kopf und Hals berechnet sich aus deren Volumina ($4,369 \text{ dm}^3$ bzw. $1,043 \text{ dm}^3$) und den Abständen $Z_v()$ bezogen auf das Koordinatensystem des Kopfes mit $Z_v(\text{Kopf}) = 3,13$ cm und $Z_v(\text{Hals}) = -6,18$ cm zu

$$Z_v(\text{Kopf}+\text{Hals}) = \frac{3,13 \times 4,369 - 6,18 \times 1,043}{4,369 + 1,043} = 1,34 \text{ cm.}$$

Soweit der Vergleich der mit verschiedenen Methoden und an verschiedenen Kollektiven gewonnenen Werte zulässig ist, findet sich also der Volumenmittelpunkt im Durchschnitt 0,94 cm über dem Schwerpunkt, wenn die Messungen beim Reklinationswinkel 10° zugrunde gelegt werden.

Über die Lage des Schwerpunktes des Kopfes allein haben WALKER et al. (42) und BEIER et al. (04) berichtet. Beide Arbeitsgruppen haben die gleiche Schnittführung beim Absetzen der Präparate verwendet. BEIER et al. (04) haben mit frischen, nicht konservierten Präparaten gearbeitet und die gleiche Meßmethode angewandt, wie in dieser Arbeit. WALKER et al. haben dagegen an konservierten Präparaten gemessen. Sie gingen dabei wie oben für die Kopf-Hals-Präparate beschrieben vor (42).

Nach den Messungen von WALKER et al. liegt der Schwerpunkt des Kopfes im Mittel bei $x = 1,42$ cm, $z = 2,14$ cm (42,04), nach BEIER et al. bei $x = 0,83$, $z = 3,12$, also ca. 1 cm retro-cranial (s.o.). (Der Volumenzentrum wird von McCONVILLE et al. (32) mit $x = -.85$ cm, $z = 3.13$ cm angegeben, und liegt somit, bezogen auf die Messungen von BEIER et al., 1,68 cm occipital des Schwerpunktes.)

Legt man die Werte von BEIER et al. zugrunde, so rückt der Schwerpunkt von Kopf und Hals gegenüber dem Schwerpunkt des Kopfes 2 bis 3 cm näher an die Kopfgelenke heran. Entsprechend reduzieren sich die an den Kopfgelenken angreifenden Momente bei stoßartiger Beschleunigung des Rumpfes gegenüber der Kopf-Hals-Region: EWING et al. (20) haben dazu beobachtet, daß bei stoßartiger Beschleunigung des Rumpfes, die zur Anteflexion des Kopfes führt, sich der Kopf zunächst in aufrechter Haltung nach vorn bewegt und erst, wenn der Hals eine weitere Bewegung nach vorn nicht mehr zuläßt, die Rotation des Kopfes um die Querachse einsetzt.

5.3 Trägheitsmomente von Kopf-Hals-Präparaten

5.3.1 Ergebnisse

Die Auswertung der Messungen mit dem von BECKER (02) übernommenen Rechenprogramm liefert die Tensoren der Hauptträgheitsmomente und weiter die Richtungsvektoren der Hauptträgheitsachsen X', Y', Z' mit den zugehörigen Hauptträgheits-

Tab. 6: Hauptträgheitsachsen und -momente
der Kopf-Hals-Präparate

Präp. Nr.	Reklin. Winkel Grad	Richtungsvektoren			Haupt Achsen	Haupt- Momente kg.cm ²
		X	Y	Z		
1	10°	0,992	0,087	-0,095	X'	398
		-0,078	0,991	-0,113	Y'	471
		0,104	-0,105	0,989	Z'	239
4	10°	0,977	-0,186	-0,104	X'	337
		0,189	0,982	0,014	Y'	360
		0,099	-0,033	0,994	Z'	197
	45°	0,905	-0,115	-0,411	X'	314
		0,116	0,993	-0,021	Y'	345
		0,410	-0,028	0,911	Z'	190
5	10°	0,974	0,041	-0,223	X'	441
		-0,044	0,999	-0,010	Y'	505
		0,223	0,020	0,975	Z'	231
	45°	0,908	-0,016	-0,418	X'	426
		-0,004	0,999	-0,048	Y'	496
		0,419	0,046	0,907	Z'	276
6	10°	0,990	0,104	-0,095	X'	461
		-0,105	0,994	-0,011	Y'	513
		0,094	0,021	0,995	Z'	231
	45°	0,938	0,063	-0,340	X'	430
		-0,057	0,998	0,027	Y'	496
		0,341	-0,006	0,940	Z'	261
7	10°	0,988	0,069	-0,136	X'	386
		-0,066	0,997	0,028	Y'	437
		0,137	-0,019	0,990	Z'	202
	45°	0,912	0,103	-0,397	X'	367
		-0,115	0,993	-0,006	Y'	409
		0,394	0,051	0,918	Z'	230
8	10°	0,983	0,133	-0,129	X'	421
		-0,137	0,991	-0,015	Y'	484
		0,126	0,033	0,991	Z'	253
	45°	0,766	0,346	-0,541	X'	388
		-0,321	0,936	0,145	Y'	458
		0,556	0,063	0,829	Z'	268

Tab. 6 (Fortsetzung): Hauptträgheitsachsen und -momente der Kopf-Hals-Präparate						
Präp. Nr.	Reklin. Winkel Grad	Richtungsvektoren			Haupt Achsen	Haupt- Momente kg, cm ²
		X	Y	Z		
9	10°	0,967	-0,243	-0,083	X'	484
		0,240	0,970	-0,042	Y'	527
		0,091	0,021	0,996	Z'	228
	45°	0,897	-0,009	0,441	X'	430
		-0,007	1,000	-0,008	Y'	493
		-0,442	0,004	0,897	Z'	250
10	10°	0,959	-0,160	-0,232	X'	361
		0,157	0,987	-0,035	Y'	417
		0,235	-0,003	0,972	Z'	191
	45°	0,816	-0,158	-0,556	X'	333
		0,120	0,987	-0,104	Y'	405
		0,565	0,018	0,825	Z'	195
11	15°	0,919	0,389	-0,063	X'	337
		-0,394	0,909	-0,140	Y'	369
		0,003	0,153	0,988	Z'	184
	45°	0,848	0,025	-0,529	X'	284
		-0,025	1,000	0,007	Y'	398
		0,529	0,007	0,849	Z'	208
12	10°	0,985	-0,133	-0,106	X'	421
		0,133	0,991	-0,009	Y'	452
		0,107	-0,006	0,994	Z'	238
	45°	0,889	0,195	-0,414	X'	392
		-0,204	0,979	0,022	Y'	437
		0,409	0,064	0,910	Z'	251

momenten (vgl. Abb. 14). Durch die Richtungsvektoren und die zugehörigen Momente ist das Trägheitsverhalten vollständig beschrieben. Sie sind in Tab. 6 für alle Präparate und Reklinationswinkel aufgelistet.

5.3.1.1 Hauptträgheitsachsen

Die Orientierung der Hauptträgheitsachsen relativ zum anatomisch begründeten Koordinatensystem ist durch die Rich-

Tab. 7: Richtungen der Hauptträgheitsachsen: ausgewählte Projektionen in die Ebenen des Koordinatensystems

Präp. Nr.	----- Winkel X' in die XY-Ebene und der X-Achse	zwischen der Y' in die XY-Ebene und der Y-Achse	Projektion von ----- Z' in die ZX-Ebene und der Z-Achse	Z' in die ZY-Ebene und der Y-Achse
Reklinationswinkel 10°:				
1	5,0	4,4	6,0	-6,0
4	-10,8	-10,9	5,7	-1,9
5	2,4	2,5	12,8	1,2
6	6,0	6,0	5,4	1,2
7	4,0	3,8	7,9	-1,1
8	7,7	7,8	7,2	1,9
9	-14,1	-13,9	5,2	1,2
10	- 9,5	- 9,0	13,6	-0,2
12	- 7,7	- 7,6	6,1	-0,3
Reklinationswinkel 15°:				
11	22,9	33,4	0,2	8,8
Reklinationswinkel 45°:				
4	- 7,2	- 6,7	24,2	-1,8
5	- 1,0	0,2	24,8	2,9
6	3,9	3,3	20,0	-0,4
7	6,5	6,6	23,2	3,2
8	24,3*	8,9	33,9	4,3
9	- 0,6	- 0,4	26,2	0,2
10	-11,0	- 6,9	34,4	1,3
11	1,7	1,4	31,9	0,5
12	12,3	11,8	24,2	4,0
*) Weichteilschwellung rechts, unter dem Mandibulawinkel				

tungsvektoren gegeben. Daraus können z. B. die Winkel berechnet werden, welche die Projektionen der Hauptachsen in die Ebenen des Koordinatensystems mit den jeweiligen Achsen des Koordinatensystems bilden (Tab. 7) und die Orientierung der Hauptträgheitsachsen folgendermaßen dargestellt werden: die Neigung von Z' nach vorn durch Projektion in die ZX-Ebene (Seitenansicht) und die Abweichung nach der Seite durch Projektion in die ZY-Ebene (Vorderansicht); die Abweichung der Hauptachsen X' und Y' von der Medianebene durch Projektion in die XY-Ebene (Ansicht von oben).

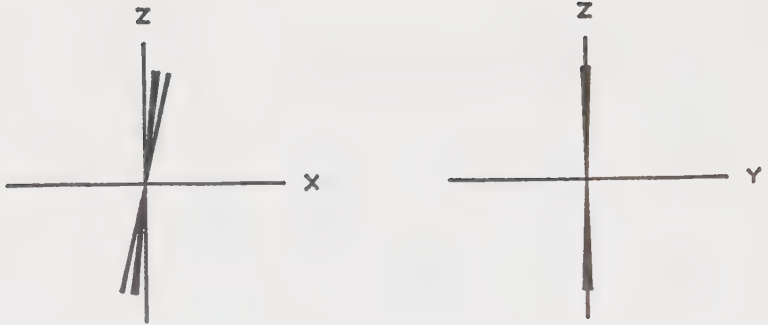


Abb. 22: Orientierung der Hauptträgheitsachse Z' in der Seitenansicht (a) und in der Vorderansicht (b). Reklinationswinkel 10° .

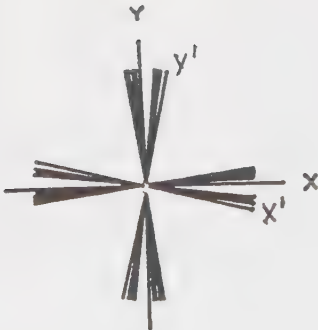


Abb. 23: Orientierung der Hauptträgheitsachsen X' und Y' in der Ansicht von oben (Projektion in die Frankfurter Ebene). Reklinationswinkel 10° .

Anmerkung zu den Abb. 22 bis 25: Die Hauptträgheitsachsen haben ihren Ursprung im jeweiligen Schwerpunkt des Präparates. Die Abbildungen 22 bis 25 entstanden durch Superposition der Schwerpunkte im Ursprung eines zum Koordinatensystem 'Kopf' parallelen Netzes.

Die entsprechenden Winkel für Z' ergeben sich aus den Richtungsvektoren, wenn mit xZ', yZ', zZ' die Komponenten des Richtungsvektors der Hauptträgheitsachse Z' bezeichnet werden, nach:

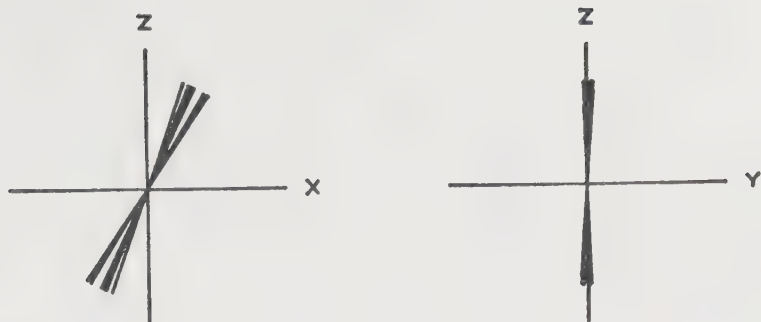


Abb. 24: Orientierung der Hauptträgheitsachse Z' in der Seitenansicht (a) und in der Vorderansicht (b). Reklinationswinkel 45° .

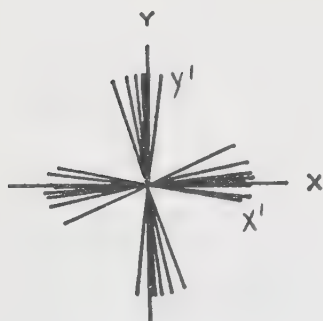


Abb. 25: Orientierung der Hauptträgheitsachsen X' und Y' in der Ansicht von oben (Projektion in die Frankfurter Ebene). Reklinationswinkel 45° .

$W(Z'Z, zx) = \arctan(xZ'/zZ') =$ Winkel der Projektion von Z' in die ZX-Ebene mit der Z-Achse,

$W(Z'Z, zy) = \arctan(yZ'/zZ') =$ Winkel der Projektion von Z' in die ZY-Ebene mit der Z-Achse.

Diese sind in Abb. 22 für 10° Reklination und in Abb. 24 für 45° Reklination dargestellt. Die Neigung nach vorn beträgt bei 10° Reklination $5,2$ bis $13,6^\circ$, bei 45° Reklination $20,0$ bis $33,9^\circ$ (Tab. 7). Die seitliche Abweichung beträgt bei 10° Reklination im Maximum $1,9^\circ$ (wenn von Präparat 1 abgesehen

Tab. 8: Winkel der Hauptträgheitsachse Z' mit der Z-Achse			
Präp. Nr.	Rekl.Winkel 10°	Rekl.Winkel 15°	Rekl.Winkel 45°
1	8,5	*	*
4	6,2	*	24,0
5	12,8	*	24,9
6	5,7	*	37,7
7	8,1	*	23,4
8	7,7	*	34,0
9	5,1	*	26,2
10	13,6	*	34,4
11	*	8,9	31,9
12	6,3	*	24,5
Mittelw.:	8,2	*	29,0
Median :	7,7	*	26,2
Bereich :	5,1 - 13,6	*	23,4 - 37,7
* nicht gemessen			

wird), bei 45° Reklination 4,3°.

Die Abweichung der Hauptachse X' von der Medianebene ergibt sich aus

$W(X'X, xy) = \arctan(yX'/xX') = \text{Winkel der Projektion von } X' \text{ in die XY-Ebene mit der X-Achse,}$

die Abweichung der Hauptachse Y' von der Frontalebene aus

$W(Y'X, xy) = \arctan(xY'/yY') = \text{Winkel der Projektion von } Y' \text{ in die XY-Ebene mit der Y-Achse.}$

Sie sind in Abb. 23 für 10°, in Abb. 25 für 45° dargestellt. Die Abweichungen für X' liegen zwischen -14 und +8° bzw. zwischen -11 und +12° (außer beim Präparat 18 mit einer Weichteilschwellung rechts). Die Abweichungen für Y' liegen zwischen -14 und +8° bzw. zwischen -7 und +12°.

Die Abweichung von Z' nach der Seite von weniger als 2° bei 10° Reklination bzw. im Maximum 4° bei 45° Reklination (Tab. 7) bedeutet, daß Z' de facto in der Medianebene und Y' in der Horizontalebene (d.h. parallel zur Frankfurter Ebene) liegen. Die Abweichungen von X' von der Medianebene bzw. Y'

von der Frontalebene betragen im Maximum $\pm 14^\circ$, ohne Bevorzugung einer Seite. Sie sind zufällig und die Streuung mitbedingt durch den geringen Unterschied der zugehörigen Momente (vgl. Kap. 5.3.1.2). Der Mittelwert der Abweichungen ist nicht signifikant von Null verschieden. Es kann daher die Orientierung der Hauptträgheitsachsen allein durch die Neigung der Z'-Achse gegen die Z-Achse beschrieben werden. Diese ist gleich dem $\arccos(\cos(\alpha Z'))$, da die Komponenten der Richtungsvektoren die Richtungskosinusse der Trägheitsachsen sind. Die entsprechenden Winkel finden sich in Tab. 8. Die Orientierung der Hauptträgheitsachsen von Kopf+Hals läßt sich damit wie folgt angeben:

X' in der mittleren Sagittalebene (XZ-Ebene),

Y' parallel zur Y-Achse (Ohr-Ohr-Achse),

Z' in der mittleren Sagittalebene. Die Neigung nach vorn beträgt

bei einem Reklinationswinkel von $10^\circ 5$ bis 14° ,

Mittelwert $8,2^\circ$, Median $7,7^\circ$,

bei einem Reklinationswinkel von $45^\circ 23$ bis 38° ,

Mittelwert $29,0^\circ$, Median $26,2^\circ$.

5.3.1.2 Hauptträgheitsmomente

Die Hauptträgheitsmomente (vgl. Tab. 6), üblicher Weise mit I_i bezeichnet, sind für die Reklinationswinkel 10° bzw. 45° in Tab. 9 mit den Gewichten der Präparate zusammengestellt. Daraus ergeben sich folgende Bereiche, Mittelwerte und Streuungen:

Beim Reklinationswinkel 10° :

I_x' : 337 bis 484 kg.cm², Mittelwert 412 ± 47 kg.cm².

I_y' : 360 bis 520 kg.cm², Mittelwert 463 ± 53 kg.cm².

I_z' : 191 bis 253 kg.cm², Mittelwert 223 ± 21 kg.cm².

Bei Reklinationswinkel 45° :

I_x' : 284 bis 430 kg.cm², Mittelwert 374 ± 54 kg.cm².

I_y' : 345 bis 496 kg.cm², Mittelwert 437 ± 53 kg.cm².

I_z' : 190 bis 276 kg.cm², Mittelwert 237 ± 32 kg.cm².

Tab. 9: Hauptträgheitsmomente und -radien

Präp.	Gewicht	Trägheitsmoment			Trägheitsradius [cm]		
Nr.	kg	I_x'	I_y'	I_z'	R_x'	R_y'	R_z'
		kg.cm ²			cm		
Reklinationswinkel 10°:							
1	6,375	398	471	239	7,90	8,60	6,12
4	5,314	337	360	197	7,96	8,23	6,09
5	6,420	441	505	231	8,29	8,87	6,00
6	6,407	461	513	231	8,48	8,95	6,00
7	5,775	386	437	202	8,18	8,70	5,91
8	6,334	421	484	253	8,19	8,78	6,35
9	6,174	484	527	228	8,85	9,24	6,08
10	5,520	361	417	191	8,09	8,69	5,88
11	5,395	*	*	*	*	*	*
12	6,380	421	452	238	8,12	8,42	6,11
Reklinationswinkel 45°:							
1	6,375	*	*	*	*	*	*
4	5,314	314	345	190	7,69	8,06	5,98
5	6,420	426	496	276	8,15	8,79	6,56
6	6,407	107	536	144	8,19	8,80	6,38
7	5,775	367	409	230	7,97	8,42	6,31
8	6,334	388	458	268	7,86	8,54	6,54
9	6,174	430	493	250	8,35	8,94	6,36
10	5,520	333	405	195	7,77	8,57	5,94
11	5,395	284	398	208	7,26	8,59	6,21
12	6,380	392	437	251	7,84	8,28	6,27

Die Hauptträgheitsachse mit den kleinsten Momenten ist die Z' -Achse. Bei 45° Reklination ist I_z' im Mittel um 14 kg.cm², d.h. um 6%, größer als bei 10°.

Die Hauptträgheitsmomente der 'horizontalen' Achsen nehmen dagegen mit zunehmendem Reklinationswinkel ab, und zwar bei Änderung des Reklinationswinkels von 10 auf 45° I_x' im

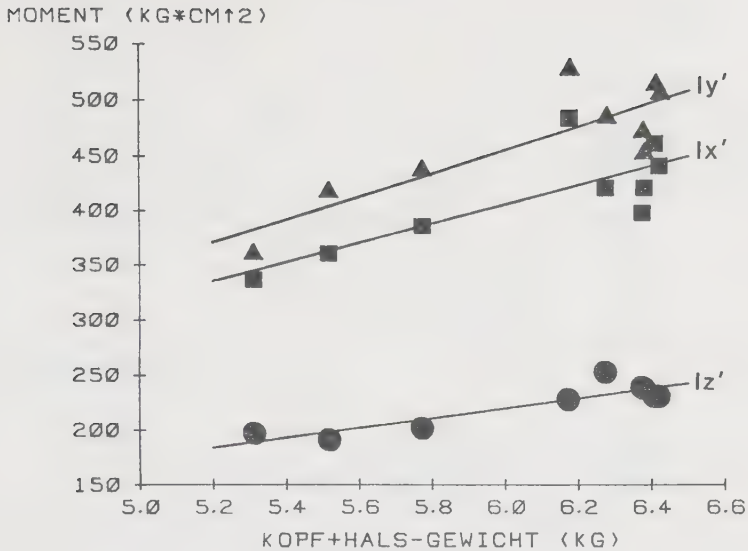


Abb. 26: Hauptträgheitsmomente als Funktion der Kopf-Hals-Gewichte beim Reklinationswinkel 10°.

Mittel um 28 kg.cm², d.h. um 9%, und Iy' um 26 kg.cm², also um 6%.

Da die Trägheitsmomente das Massenäquivalent für Drehbewegungen darstellen, müssen sie per definitionem in erster Näherung direkt proportional der Masse sein. In Abb. 26 sind die Hauptträgheitsmomente für 10° Reklination, in Abb. 27 für 45° Reklination gegen das Kopf+Hals-Gewicht aufgetragen. Die zugehörigen Regressionen (mit G(KH) = Gewicht von Kopf+Hals in kg) lauten (in () die Standardabweichung (nach l.c. 34) für die Schätzung des Trägheitsmoments aus dem Kopf-Hals-Gewicht an der unteren Grenze der Kopf-Hals-Gewichte (G(KH)= 5,3 kg)):

Beim Reklinationswinkel 10°:

$$Ix' = -123 + 88,2 \times G(KH) \text{ [kg.cm}^2\text{]} \quad (\pm 11 \%)$$

$$Iy' = -180 + 105,9 \times G(KH) \text{ [kg.cm}^2\text{]} \quad (\pm 10 \%)$$

$$Iz' = -51 + 45,3 \times G(KH) \text{ [kg.cm}^2\text{]} \quad (\pm 7 \%)$$

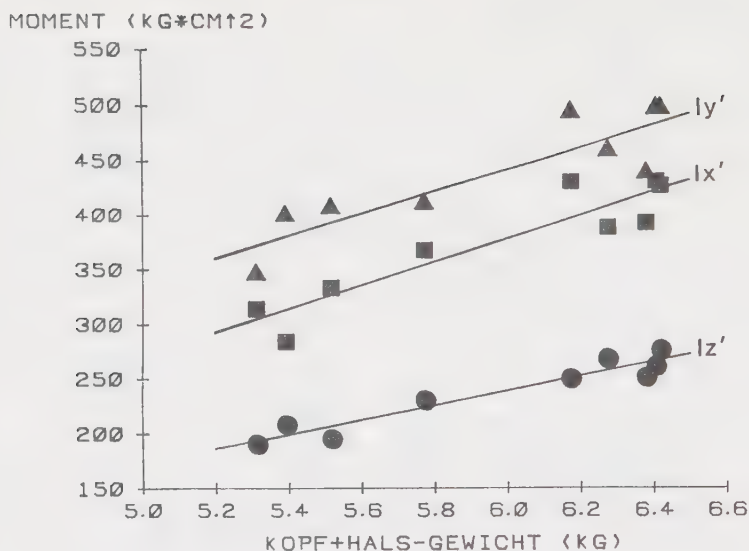


Abb. 27: Hauptträgheitsmomente als Funktion der Kopf-Hals-Gewichte beim Reklinationswinkel 45°.

Beim Reklinationswinkel 45°:

$$I_x' = -265 + 107,1 \times G(KH) \text{ [kg.cm}^2\text{]} \quad (\pm 9 \%)$$

$$I_y' = -170 + 101,8 \times G(KH) \text{ [kg.cm}^2\text{]} \quad (\pm 9 \%)$$

$$I_z' = -163 + 67,0 \times G(KH) \text{ [kg.cm}^2\text{]} \quad (\pm 7 \%)$$

Der sog. Trägheitsradius ($R_i = I_i/G(KH)$) kann als Maß für den 'mittleren Abstand' der Masse von der Drehachse bzw. der jeweiligen Hauptträgheitsachse und damit als ein Formfaktor angesehen werden. Durch die Bildung des Quotienten $I_i/G(KH)$ wird der unmittelbare Einfluß der Masse eliminiert. Es besteht jedoch noch ein mittelbarer Zusammenhang zwischen dem Trägheitsradius und der Masse, da Präparate mit größerer Masse in der Regel auch ein größeres Volumen besitzen. In Tab. 9 sind die Trägheitsradien zusammen mit den Trägheitsmomenten für die Hauptträgheitsachsen und den zugehörigen Gewichten der Kopf-Hals-Präparate aufgelistet. Der Zusammenhang zwischen Trägheitsradius und Gewicht ist in den Abbildungen 28 und 29 dargestellt. Die zugehörigen Regressionen

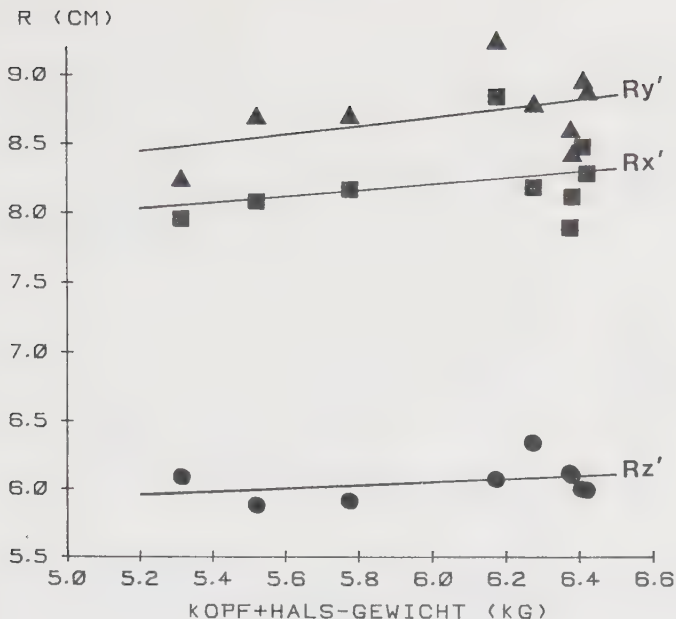


Abb. 28: Hauptträgheitsradien als Funktion der Kopf-Hals-Gewichte beim Reklinationswinkel 10°.

(mit $G(KH)$ = Gewicht von Kopf+Hals in kg) lauten:

Beim Reklinationswinkel 10°:

$$R_x' = 6,86 + 0,236 \times G(KH) \text{ [cm]}$$

$$R_y' = 6,80 + 0,317 \times G(KH) \text{ [cm]}$$

$$R_z' = 5,33 + 0,121 \times G(KH) \text{ [cm]}$$

Beim Reklinationswinkel 45°:

$$R_x' = 4,91 + 0,500 \times G(KH) \text{ [cm]}$$

$$R_y' = 6,79 + 0,295 \times G(KH) \text{ [cm]}$$

$$R_z' = 4,02 + 0,380 \times G(KH) \text{ [cm]}$$

Innerhalb der Grenzen des Kopf-Hals-Gewichts, also zwischen 5,3 und 6,5 kg, ist die (prozentuale) Standardabweichung für die Schätzung des Trägheitsradius bei den horizontalen Achsen (X' und Y') $\leq 5\%$ und bei R_z' $\leq 3\%$.

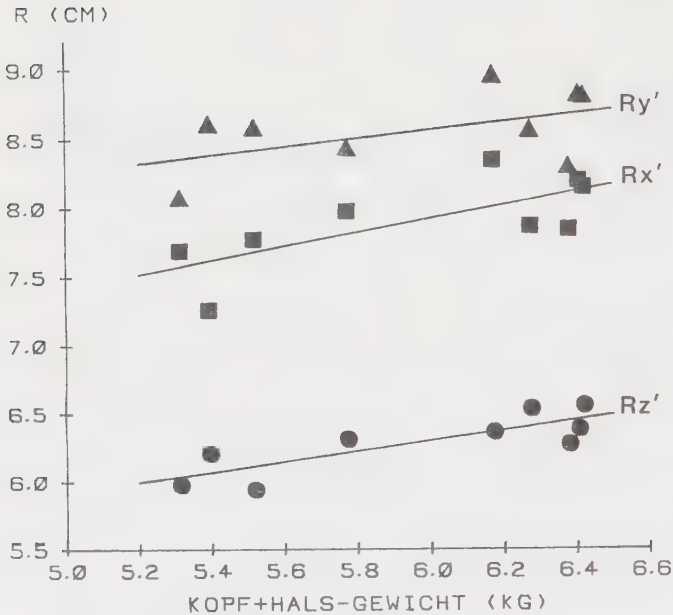


Abb. 29: Hauptträgheitsradien als Funktion der Kopf-Hals-Gewichte beim Reklinationswinkel 45°.

In den Diagrammen Abb. 26 bis 29 liegen die Hauptträgheitsmomente bzw. -radien von Präparat Nr. 9 ($G(KH)=6,174$ kg) für die Achsen X' und Y' auffällig außerhalb der übrigen Werte, so daß ein Ausreißer vermutet werden könnte. Eine Überprüfung der Meßprotokolle hat jedoch keinen Anhalt für eine Fehlmessung ergeben. Auch anatomische Besonderheiten wurden nicht festgestellt. Schließlich liegen die Werte innerhalb der vierfachen Standardabweichung an dieser Stelle bei Berechnung der Regression ohne diese Werte, so daß ein Ausschluß dieser Werte als Ausreißer nicht gestützt wird.

5.3.2 Diskussion

Messungen von Trägheitsmomenten der Kopf-Hals-Region in toto werden nur von WALKER et al. (42) berichtet. Die Autoren verwendeten folgende Methode:

Bei den - wie vorn beschrieben - abgesetzten und vorbereiteten, konservierten Präparaten wurde ein Loch in den Scheitelpunkt gebohrt und ein Ringbolzen in der Medianebene befestigt. Das Präparat wurde dann an dem Ringbolzen aufgehängt und zum Schwingen um die der Y -Achse parallelen Achse

Tab. 10: Vergleich der (Haupt-)trägheitsmomente $I_{y'}$

	<u>diese Arbeit</u>		<u>WALKER et al.(42)</u>	
mittl. Kopf-Hals-Gewicht	5,94		6,01	kg
Reklinationswinkel	10°	45°	unbestimmt	
Anzahl	10	9	17	
$I_{y'}$:				
Mittelwert	463	437	446	kg.cm ²
Streuung	+53	+53	+58	kg.cm ²
Minimum	360	345	357	kg.cm ²
Maximum	520	496	567	kg.cm ²

durch den Aufhängepunkt gebracht. Aus der Schwingungsdauer, der Masse und der Aufhängegeometrie wurde das Trägheitsmoment um die der Y-Achse parallelen Schwerachse berechnet.

Die Lage der Hauptträgheitsachsen und ihre Momente konnten WALKER et al. mit ihrer Methode nicht bestimmen. Da jedoch, wie bei den Ergebnissen (Kap. 5.3.1.1) gezeigt wurde, die Hauptträgheitsachse Y' nur wenig von der Frontalebene (-14 bis +12°) und der Medianebene (kleiner 4°) abweicht und im Mittel der Ohr-Ohr-Achse, d. h. der Y-Achse des Koordinatensystems, parallel ist, sollten die von WALKER et al. bestimmten Trägheitsmomente den Hauptträgheitsmomenten $I_{y'}$ entsprechen. In Tab. 10 sind die Ergebnisse dieser Arbeit denen von WALKER et al. gegenübergestellt. Der sich aus den Messungen von WALKER et al. ergebende Mittelwert liegt zwischen den hier bestimmten Werten für 10° und 45° Reklinationswinkel. Auch die Spannweiten decken sich, wenn berücksichtigt wird, daß über die Reklinationswinkel bei WALKER et al. nichts bekannt ist, da sie weder eingestellt noch bestimmt wurden, und, daß in die Berechnung des Trägheitsmomentes bei WALKER et al. in hohem Maße der Abstand des Schwerpunktes vom Aufhängungspunkt eingeht, die von WALKER et al. bestimmten Schwerpunkte jedoch erhebliche Streuungen aufweisen (vgl. Kap. 5.2.2). Es erscheint daher nicht angezeigt,

weitere Rückschlüsse aus dem Vergleich der Meßwerte zu ziehen.

Die Trägheitsmomente des Halses allein haben sich bisher der experimentellen Bestimmung aus meßtechnischen Gründen entzogen. McCONVILLE et al. (32) geben aufgrund ihrer photogrammetrischen Messungen der Form und Volumina folgende Werte für die Hauptträgheitsmomente (also bezogen auf den Schwerpunkt - genauer: den Volumenmittelpunkt - des Halses) an:

	<u>Bereich</u>	<u>Mittelwert</u>	<u>Streuung</u>	
Ix'	9,2 - 33,6	16,8	5,3	kg.cm ²
Iy'	10,2 - 36,8	20,3	5,8	kg.cm ²
Iz'	14,0 - 49,2	25,1	7,3	kg.cm ² .

Dabei wurde die Dichte mit $1,0 \text{ g/cm}^3$ und die Massenverteilung als homogen angenommen. Diese Annahmen dürften den realen Gegebenheiten weitgehend gerecht werden. Auf eine Berechnung der Trägheitsmomente für die gesamte Kopf-Hals-Region und einen Vergleich mit den experimentellen Daten dieser Arbeit wurde jedoch verzichtet, da dafür Annahmen über die exakte, dreidimensionale Distanz der Schwerpunkte von Kopf und Hals erforderlich sind. Diese sind zum einen von der jeweiligen Kopf-Hals-Stellung abhängig, zum anderen großen individuellen Schwankungen insbes. der Länge des Halses unterworfen.

Zur biomechanischen Analyse (stoßbedingter) Kopf-Hals-Bewegungen sind diese anatomischen Beziehungen in der Regel als Eingangsvariable vorgegeben. Die Ergebnisse dieser Arbeit erlauben es nun, die mathematischen Ansätze an Hand experimenteller Werte zu kontrollieren und zu verifizieren.

6. Zusammenfassung.

An frischen, menschlichen Kopf-Hals-Präparaten wurden das Gewicht, die dreidimensionalen Koordinaten des Schwerpunktes, die Hauptträgheitsachsen und die Hauptträgheitsmomente bei verschiedenen Winkelstellungen der Halswirbelsäule bestimmt.

Dazu wurde eine vorhandene Meßeinrichtung und Methode verwendet: Die zwischen Hals- und Brustwirbelsäule mit definierter Schnittführung abgesetzten und an der Schnittebene versiegelten Präparate wurden in einen tetraedrischen Rahmen eingespannt. Ein speziell entwickelter Zusatz erlaubte die Fixierung der Halswirbelsäule und eine Einstellung des Winkels zwischen Kopf und Halswirbelsäule. Die Bestimmung des Schwerpunktes erfolgte durch Auswiegen der Last auf jeder der Ecken des Meßrahmens in verschiedenen Positionen. Zur Bestimmung der Hauptträgheitsmomente und -achsen wurde der Rahmen in verschiedenen Positionen an drei Drähten aufgehängt, in Drehschwingungen versetzt und die Schwingungsdauer gemessen.

Referenzsystem für alle Ergebnisse ist ein Kopf-festes, karthesisches Koordinatensystem, dessen XY-Ebene in der Frankfurter Ebene liegt. Der Ursprung liegt in der Mitte der Ohr-Ohr-Achse, die X-Achse zeigt nach vorn, die Y-Achse nach links, die Z-Achse nach cranial.

Die Stellung der Halswirbelsäule relativ zum Kopf wird durch den Winkel beschrieben, den die Halswirbelsäule mit der Z-Achse des Referenzsystems bildet und als 'Reklinationswinkel' bezeichnet. Standardmäßig wurde bei Reklinationswinkeln von 10° und 45° gemessen (einmal bei 15° und einmal bei 27°).

Die Messungen erfolgten an Präparaten von 12 männlichen Leichen, die in der Kopf-Hals-Region weder verletzt waren noch Abnormalitäten aufwiesen. Das Lebensalter lag zwischen 35 und 77 Jahren, die Körperlänge zwischen 165 und 183 cm, Mittelwert 173,3 cm.

Bei einem Körpergewicht zwischen 57 und 93 kg (Mittelwert: 79,6 kg) lag das Gewicht der Präparate zwischen 5,097 und 6,420 kg (Mittelwert: 5,940 kg).

Für die Koordinaten des Schwerpunktes ergab sich folgendes:

Beim Reklinationswinkel 10° (10 Präparate):

X zwischen 0,14 und -0,59 cm, Mittelwert -0,26 cm,

Y zwischen 0,49 und -0,67 cm, Mittelwert -0,09 cm,

Z zwischen 0,75 und -0,16 cm, Mittelwert 0,40 cm.

Beim Reklinationswinkel 45° (9 Präparate):

X zwischen -0,25 und -1,19 cm, Mittelwert -0,89 cm,

Y zwischen 0,46 und -0,64 cm, Mittelwert -0,04 cm,

Z zwischen 1,93 und 0,20 cm, Mittelwert 1,01 cm.

Im Mittel lag also der Schwerpunkt der Kopf-Hals-Region in der Medianebene und zwar bei einem Reklinationswinkel von 10° 3 mm hinter und 4 mm über der Ohr-Ohr-Achse, bei 45° 9 mm hinter und 10 mm über der Ohr-Ohr-Achse. Bei Änderung des Reklinationswinkels von 10° auf 45° verschiebt sich damit der Schwerpunkt durchschnittlich um je 6 mm nach hinten und oben. Maximal betrug diese Verlagerung in X-Richtung 9 mm, in Z-Richtung 12 mm.

Legt man die Werte von BEIER et al. für den Schwerpunkt des Kopfes allein zugrunde, so rückt der Schwerpunkt von Kopf und Hals gegenüber dem Schwerpunkt des Kopfes 2 bis 3 cm näher an die Kopf Gelenke heran.

Für die Trägheitsmomente wurden explizit die Richtungsvektoren der Hauptträgheitsachsen und deren Momente bestimmt. Die Lage der Hauptachsen (X' , Y' , Z') läßt sich aufgrund von jeweils 9 Bestimmungen bei den Reklinationswinkel 10° und 45° wie folgt zusammenfassen:

Die zur Stirn hin gerichtete Hauptachse Z' weicht von der Medianebene bei 10° Reklination weniger als 2° , bei 45° Reklination im Maximum 4° ab. Das bedeutet, daß Z' de facto in der Medianebene, Y' in der Horizontalebene (d.h. parallel zur Frankfurter Ebene) liegt. Die Abweichung der Hauptachse

X' (die zum Kinn hin gerichtet ist) von der Medianebene ebenso wie von Y' von der Frontalebene beträgt im Maximum $\pm 14^\circ$, ohne Bevorzugung einer Seite. Die Abweichungen sind zufällig und mitbedingt durch den geringen Unterschied der zugehörigen Momente. Es kann daher die Orientierung der Hauptträgheitsachsen allein durch die Neigung der Z'-Achse gegen die Z-Achse des Referenzsystems beschrieben werden. Die Orientierung der Hauptträgheitsachsen von Kopf+Hals läßt sich damit wie folgt beschreiben:

X' liegt in der Medianebene (XZ-Ebene),

Y' liegt parallel zur Ohr-Ohr-Achse (Y-Achse),

Z' liegt in der Medianebene. Die Neigung nach vorn beträgt
beim Reklinationswinkel 10° 5 bis 14° ,
Mittelwert $8,2^\circ$, Median $7,7^\circ$,
beim Reklinationswinkel 45° 23 bis 38° ,
Mittelwert $29,0^\circ$, Median $26,2^\circ$.

Die zugehörigen Trägheitsmomente betragen:

Beim Reklinationswinkel 10° :

$I_{x'}: 337 \text{ bis } 484 \text{ kg.cm}^2$, Mittelwert 412 $\pm 47 \text{ kg.cm}^2$.

$I_{y'}: 360 \text{ bis } 520 \text{ kg.cm}^2$, Mittelwert 463 $\pm 53 \text{ kg.cm}^2$.

$I_{z'}: 191 \text{ bis } 253 \text{ kg.cm}^2$, Mittelwert 223 $\pm 21 \text{ kg.cm}^2$.

Bei Reklinationswinkel 45° :

$I_{x'}: 284 \text{ bis } 430 \text{ kg.cm}^2$, Mittelwert 374 $\pm 54 \text{ kg.cm}^2$.

$I_{y'}: 345 \text{ bis } 496 \text{ kg.cm}^2$, Mittelwert 437 $\pm 53 \text{ kg.cm}^2$.

$I_{z'}: 190 \text{ bis } 276 \text{ kg.cm}^2$, Mittelwert 237 $\pm 32 \text{ kg.cm}^2$.

Für die Trägheitsmomente lassen sich folgende Regressionen zum Gewicht der Präparate (G(KH) in kg) angeben:

Für den Reklinationswinkel 10° :

$$I_{x'} = -123 + 88,2 \times G(KH) \text{ [kg.cm}^2\text{]} \quad (\pm 11 \%)$$

$$I_{y'} = -180 + 105,9 \times G(KH) \text{ [kg.cm}^2\text{]} \quad (\pm 10 \%)$$

$$I_{z'} = -51 + 45,3 \times G(KH) \text{ [kg.cm}^2\text{]} \quad (\pm 7 \%)$$

Für den Reklinationswinkel 45° :

$$I_{x'} = -265 + 107,1 \times G(KH) \text{ [kg.cm}^2\text{]} \quad (\pm 9 \%)$$

$$I_{y'} = -170 + 101,8 \times G(KH) \text{ [kg.cm}^2\text{]} \quad (\pm 9 \%)$$

$$I_{z'} = -163 + 67,0 \times G(KH) \text{ [kg.cm}^2\text{]} \quad (\pm 7 \%)$$

Ebenso bestehen folgende Beziehungen der Trägheitsradien zum Gewicht der Präparate:

Für den Reklinationswinkel 10°:

$$R_x' = 6,86 + 0,236 \times G(KH) \text{ [cm]}$$

$$R_y' = 6,80 + 0,317 \times G(KH) \text{ [cm]}$$

$$R_z' = 5,33 + 0,121 \times G(KH) \text{ [cm]}$$

Für den Reklinationswinkel 45°:

$$R_x' = 4,91 + 0,500 \times G(KH) \text{ [cm]}$$

$$R_y' = 6,79 + 0,295 \times G(KH) \text{ [cm]}$$

$$R_z' = 4,02 + 0,380 \times G(KH) \text{ [cm]}$$

Innerhalb der Grenzen des Kopf-Hals-Gewichts, also zwischen 5,3 und 6,5 kg, ist die (prozentuale) Standardabweichung für die Schätzung des Trägheitsradius bei den horizontalen Achsen (X' und Y') ≤ 5 % und bei R_z' ≤ 3 %.

Weder bezüglich der Schwerpunktskoordinaten noch der Trägheitsmomente liegen unmittelbar vergleichbare Messungen in der Literatur vor. Durch die Ergebnisse konnten die Untersuchungen von WALKER et al. präzisiert, die photogrammetrischen Messungen von McCONVILLE et al. soweit möglich verifiziert werden.

7. Literaturverzeichnis

- (01) BASLER J T: Die Lage des Schwerpunktes in lebenden Menschen. Fortschr. Med. 11 (1931) 310.
- (02) BECKER E D: Measurment of Mass Distribution Parameters of Anatomical Segments. 16th Stapp Car Crash Conf. Proc., New York, Society of Automotive Engineers, Inc., 1973, S. 160.
- (03) BEIER G, DÜSCHL R: Schwerpunktshöhe und Trägheitsmoment beim Fußgänger. Beitr. gerichtl. Med. 32 (1974) S. 62.
- (04) BEIER G, SCHUCK M, SCHULLER E, and W. SPANN: Determination of Physical Data of the Head I. Center of Gravity and Moments of Inertia of Human Heads Scientific Report to ONR, Inst. f. Rechtsmedizin d. Universität München, 1979.
- s.a.:
- BEIER G, SCHULLER E, SCHUCK M, EWING C L, BECKER E D, THOMAS D J: Center of Gravity and Moments of Inertia of Human Heads. Proc. Vth. Int. IRCOBI Conf., IRCOBI, Bron (France), 1980, S. 218.
- (05) BEIER G, SCHULLER E, SPANN W: Vor- und nachteilige Wirkungen passiver Schutzeinrichtungen für motorisierte Zweiradfahrer. Forschungsberichte der Bundesanstalt für Straßenwesen, Bereich Unfallforschung, Heft 114, Bergisch Gladbach, 1985.
- (06) BEIER G, SCHULLER E: Verletzungsmechanische Anmerkungen zum Schutzhelm. Unfall- und Sicherheitsforschung Straßenverkehr, Heft 56, 1986, S. 124.
- (07) BERNSTEIN N A, SALZGEBER O A, PAVLENKO P P, GURVICH N A: Determination of Location of the Centers of Gravity and Mass of the Links of the Living Human Body. (in russisch) All-Union Institute of Experimental Medicine, Moskau, 1931, und BERNSTEIN N A: The Co-ordination and Regulation of Movements. Pergamon Press, London, 1967 (zit. nach CLAUSER et al. (13)).

- (08) BORELLUS J A: De motu animalium. Lugduni Batavorum, 1679 (zit. nach BRAUNE und FISCHER (10)).
- (09) BOWMAN B M, SCHNEIDER L W, LUSTIK L S, ANDERSON WW R, THOMAS D J: Simulation Analysis of Head and Neck Dynamic Response. 28th Stapp Car Crash Conference Proceedings, Warrendale (Pa.), Society of Automotive Engineers, Inc., 1984, S. 173.
- (10) BRAUNE W, FISCHER O: Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers mit Rücksicht auf die Ausrüstung des deutschen Infanteristen. Abh. d. math.-phys. Classe d. K. Sächs. Ges. d. Wiss. XV (1889) S. 561.
- (11) BRAUNE W, FISCHER O: Bestimmung der Trägheitsmomente des menschlichen Körpers und seiner Glieder. Abh. d. math.-phys. Classe d. K. Sächs. Ges. d. Wiss. XVIII (1892) S. 421.
- (12) CHANDLER R F, CLAUSER C E, McCONVILLE J T, REYNOLDS H M, YOUNG J W: Investigation of Inertial Properties of the Human Body. DOT HS-801430, National Highway Traffic Safety Admin., Washington, D.C., 1975 (zit. nach McCONVILLE et al. (32)).
- (13) CLAUSER C E, McCONVILLE J T, YOUNG J W,: Weight, Volume, and Center of Mass of Segments of the Human Body. AMRL-TR69-70. Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969.
- (14) CLEVELAND H G: The Determination of the Center of Gravity of Segments of the Human Body. Diss. University of California, Los Angeles, 1955 (zit. nach CLAUSER et al. (13)).
- (15) CONTINI R, DRILLIS R, BLUESTEIN M: Determination of Body Segment Parameters. Hum Factors 5 (1963) 493 (zit. nach CLAUSER et al. (13)).
- (16) DEMPSTER W T: Space Requirements of the seated Operator. WADC-TR-159. Aeromedical Laboratory, Wright Air Development Center, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.
- (17) DRILLIS R, CONTINI R, BLUESTEIN M: Body Segment Parameters: A Survey of Measurement techniques. Artificial Limbs, 8 (1964) 128 (zit. nach CLAUSER et al. (13)).

- (18) Documenta Geigy, Wissenschaftliche Tabellen, 6. Auflage, Basel, Geigy AG, 1960, S. 170.13ff.
- (19) DuBOIS-RAYMOND R: Über die Grenzen der Unterstützungsfläche beim Stehen. Arch. Anat. Physiol. 23 (1900) 562.
- (20) EWING C L, THOMAS D J, LUSTCK L, BECKER E, WILLEMS G, MUZZY W H III: The Effects of the Initial Position of the Head and Neck on the Dynamic Response of the Human Head and Neck to -Gx Impact Acceleration. 19th Stapp Car Crash Conference Proceedings, Warrendale, Society of Automotive Engineers, 1975, S. 487.
- (21) GOTO K, SHIKKO H: Concerning the Measure of Weight and Center of Gravity in the Parts of the Human Body. Tokyo Ijishinshi 73 (1956) 45 (zit. nach CLAUSER et al. (13)).
- (22) HALEY J L, SHANAHAN D F, READING T E, KNAP S C: Head Impact Hazards in Helicopter Operations and their Mitigation through improved Helmet Design. In: Impact Injury of the Head and Spine, Ewing u.a., Hrsg., Springfield (Ill.), Charles C. Thomas, 1983.
- (23) HARLESS: Die statischen Momente der menschlichen Gliedmaßen. Abhandl. der math.-physik. Classe der K. Bayer. Akademie d. Wiss., 8 (1860) S. 71.
- (24) HEBESTREIT (unveröffentlicht), zitiert in STEINHAUSEN (s7).
- (25) IGNAZI G, COBLENTZ A, PINEAU H, HENNION P, PRUDENT J: Position du Centre de Gravité chez l'Homme: Détermination, Signification Fonctionnelle et Évolutive. Anthropologie Appliquée, 43 (1972) (zit. nach McCONVILLE et al. (32)).
- (26) KHALIL T B, VIANO D C: Finite Element Analysis of Head Impact. In: Mechanisms of Head and Spine Trauma, SANCES A, Jr. et al., Hrsg., Goshen (NY.), Aloray Publ., 1986.
- (27) LEWIT L, KRAUSOVA L: Messungen von Vor- und Rückbeuge in den Kopf Gelenken. Fortschritte Röntgenstrahlen 99 (1963) S. 538.

- (28) LIU Y K, LABORDE I M, VAN BUSKIRK W C: Inertial Properties of a Segmented Cadaver Trunk: Their Implications in Acceleration Injuries. *Aerospace Med.* 42 (1971) S. 650.
- (29) MEYER VON H: Die wechselnde Lage des Schwerpunktes in dem menschlichen Körper, ein Beitrag zur plastischen Anatomie. Leipzig, Engelmann, 1863 (zit. nach BRAUNE und FISCHER (10)).
- (30) MEYER VON H: Statik und Mechanik des menschlichen Körpers. Leipzig, Engelmann, 1873 (zit. nach BRAUNE und FISCHER (10)).
- (31) MORI M, YAMAMOTO T: Die Massenanteile der einzelnen Körperabschnitte der Japaner. *Acta Anat.* 37 (1959) 385.
- (32) McCONVILLE J T, CHURCHILL T D, KALEPS I, CLAUSER C E, CUZZI J: Anthropometric Relationships of Body and Body Segment Moments of Inertia. AFAMRL-TR-80-119 Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1980.
- (33) OTTE D, SÜDKAMP N, APPEL H: Variations of Injury Patterns of Seat-Belt Users. In *Restraint Technologies: Front Seat Occupant Protection*. Warrendale, Society of Automotive Engineers, 1987, S. 65.
- (34) SACHS L: Statistische Auswertungsmethoden. 2. Aufl., S. 430, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, 1969.
- (35) SANCES A, Jr. et al., Hrsg.: Mechanisms of Head and Spine Trauma, Goshen (NY.), Aloray Publ., 1986.
- (36) SANTOSCHI W R, DUBOIS I, OMOTO C: Moments of Inertia and Centers of Gravity of the Living Human Body. AMRL Technical Report 63-36, Wright Patterson Air Force Base, Ohio, 1963.
- (37) SCHULLER E, BEIER G: Verletzungen und Verletzungsursachen bei tödlich verunglückten motorisierten Zweiradfahrern. Unfall- und Sicherheitsforschung Straßenverkehr, Heft 21, 1979, S. 192.
- (38) SPENNY C H, WISMANS J: Dynamic Analysis of Head Motion. In: *Mechanisms of Head and Spine Trauma*, Sances A, Jr. et al., Hrsg., Goshen (NY.), Aloray Publ., 1986.

- (39) STEINHAUSEN W: Die theoretischen Grundlagen der Methoden zur Prüfung der elastischen Eigenschaften des Muskels. In Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden, ABDERHALDEN E, Hrsg., Berlin, Urban und Schwarzenberg, 1936, S. 575.
- (40) STÖCKER U: Anforderungen an Schutzhelme für motorisierte Zweiradfahrer. Unfall- und Sicherheitsforschung Straßenverkehr, Heft 56, 1986, S. 171.
- (41) THOMAS D J: Specialized Anthropometry Requirements for Protective-Equipment Evaluation. AGARD Conf. Proc. No. 110, Glasgow, Scotland, 1972.
- (42) WALKER L B, HARRIS E H, PONTIUS U R: Mass, Volume, Center of Mass, and Mass Moment of Inertia of Head and Head and Neck of the Human Body. Final Report to Office of Naval Research, USA. 1973.
- (43) WEBER W, WEBER E: Mechanik der menschlichen Gewerzeuge, Göttingen, 1836 (zit. nach BRAUNE und FISCHER (10)).
- (44) YOGANANDAN N, RAY G, MYKLEBUST J B, SANCES A JR: Finite Element Analysis of the SPINE. In: Mechanisms of Head and Spine Trauma, SANCES A, Jr. et al., Hrsg., Goshen (NY.), Aloray Publ., 1986.

Lebenslauf

- 26.1.1961 geb. in München, als erster von zwei Söhnen,
Eltern: Dr. Gundolf Beier und Ingeborg, geb. Olesch
- 1967 Eintritt in die Grundschule in München-Forstenried
- 1971 Eintritt in das Pater-Ruppert-Mayer-Gymnasium in
Pullach i. Isartal
- 1980 Abitur
Einberufung zum Wehrdienst im Sanitätsbat. in München,
Freistellung zum
Beginn des Medizin-Studiums an der LMU in München
- 1983 Ärztliche Vorprüfung
- 1983 - 1985 Experimentelle Arbeiten zur Dissertation
- 1984 1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung
- 1986 2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung
- 1986 / 1987 Praktisches Jahr
- 1987 3. Abschnitt der ärztlichen Prüfung
- seit 1.7.87 Assistenzarzt an der Chirurgischen Abteilung des
Kreiskrankenhauses Wolfratshausen

